

**Standzeitverkürzende  
Patientencharakteristika und Protheseneigenschaften  
von aseptisch gelockerten Hüftendoprothesen**

Von der Medizinischen Fakultät  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen  
zur Erlangung des akademischen Grades  
einer Doktorin der Medizin  
genehmigte Dissertation

vorgelegt von  
Diane Elisabeth Florence Glozbach  
aus Saarbrücken

2004



Standzeitverkürzende Patientencharakteristika und Protheseneigenschaften  
von aseptisch gelockerten Hüftendoprothesen

Von der Medizinischen Fakultät  
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen  
zur Erlangung des akademischen Grades  
einer Doktorin der Medizin  
genehmigte Dissertation

Vorgelegt von  
Diane Elisabeth Florence Glozbach  
aus  
Saarbrücken

Berichter: Herr Universitätsprofessor  
Dr.med. Fritz Uwe Niethard

Herr Universitätsprofessor  
Dr.rer.nat. Dipl.-Phys. Rudolf Marx

Tag der mündlichen Prüfung: 9. Januar 2004

**Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Hochschulbibliothek  
online verfügbar**



|                                                                                                     |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1. EINLEITUNG</b>                                                                                | <b>9</b>  |
| 1.1 <i>Problemstellung</i>                                                                          | 10        |
| <b>2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN</b>                                                                   | <b>11</b> |
| 2.1 <i>Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes</i>                                                | 11        |
| 2.2 <i>Die Belastung und Anpassungsmechanismen des Knochens nach Totalendoprothesenimplantation</i> | 15        |
| 2.3 <i>Aseptische Prothesenlockerung bei zementierter und zementfreier Verankerungstechnik</i>      | 17        |
| <b>3. METHODIK</b>                                                                                  | <b>18</b> |
| 3.1 <i>Material</i>                                                                                 | 18        |
| 3.2 <i>Allgemeine Patientendaten</i>                                                                | 25        |
| 3.3 <i>Implantate : Pfannen (insgesamt 141 revidierte)</i>                                          | 26        |
| 3.4 <i>Implantate : Schäfte (insgesamt 122 revidierte)</i>                                          | 27        |
| 3.5 <i>Auswerteverfahren</i>                                                                        | 29        |
| <b>4. ERGEBNISSE</b>                                                                                | <b>32</b> |
| 4.1 <i>Einflussfaktoren auf die Standzeiten von Schaftimplantaten</i>                               | 32        |
| 4.1.1 <i>Standzeit je nach Schaftform</i>                                                           | 32        |
| 4.1.1a <i>Standzeit bei anatomischen zementierten und zementfreien Schäften</i>                     | 33        |
| 4.1.1b <i>Standzeit bei geraden zementierten und zementfreien Schäften</i>                          | 33        |
| 4.1.2 <i>Standzeit mit und ohne Kragen</i>                                                          | 34        |
| 4.1.2 a <i>Standzeit zementierter Schäfte mit und ohne Kragen</i>                                   | 35        |
| 4.1.2 b <i>Standzeit zementfreier Schäfte mit und ohne Kragen</i>                                   | 35        |
| 4.1.3 <i>Standzeit je nach Verankerungstechnik</i>                                                  | 36        |
| 4.1.4 <i>Standzeit je nach Revisionsanzahl.</i>                                                     | 37        |
| 4.1.4 a <i>Standzeiten je nach Revisionsanzahl und Verankerungstechnik</i>                          | 38        |

|         |                                                                                      |    |
|---------|--------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1.5   | Standzeit je nach Implantationsseite                                                 | 39 |
| 4.1.6   | Radiologisch auffällige Lockerungszeichen und Fehlstellungen der revidierten Schäfte | 40 |
| 4.2     | <i>Einflussfaktoren auf die Überlebensrate von Pfannenimplantaten</i>                | 42 |
| 4.2.1   | Standzeit je nach Verankerungstechnik                                                | 42 |
| 4.2.2   | Standzeiten der verschiedenen Pfannentypen.                                          | 43 |
| 4.2.3   | Standzeit je nach Revisionsanzahl                                                    | 44 |
| 4.2.3 a | Standzeit je nach Revisionsanzahl und Verankerungstechnik                            | 45 |
| 4.2.4   | Standzeit je nach Gleitmaterialpaarung (Kopf und Pfanneninlay)                       | 46 |
| 4.2.5   | PE Abrieb je nach Gleitmaterialpaarung                                               | 47 |
| 4.2.6   | Standzeit je nach Implantationsseite                                                 | 48 |
| 4.2.7   | Fehlpositionierungen der Pfannen vor der Revision                                    | 49 |
| 4.2.8   | PE Abrieb je nach Pfannenposition (Steiltyp, Flachtyp, Normalpositioniert)           | 50 |
| 4.3     | <i>Patientencharakteristika</i>                                                      | 51 |
| 4.3.1   | Standzeit je nach Gewichtsklasse der Patienten                                       | 51 |
| 4.3.2   | Standzeit je nach Geschlecht der Patienten                                           | 53 |
| 4.3.3   | Standzeit je nach Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Schaftimplantation           | 55 |
| 4.3.4   | Standzeit je nach Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Pfannenimplantation          | 55 |
| 4.4     | <i>Überlebensrate von typengleichen Schaftimplantaten</i>                            | 57 |
| 4.4.1   | Die Standzeit jedes einzelnen Schafttyps                                             | 57 |
| 4.4.2   | Korrelation zwischen Revisionsanzahl und Standzeiten                                 | 66 |
| 4.4.3   | Erstimplantate je nach Schafttyp:                                                    | 67 |
| 4.4.4   | Korrelation zwischen Geschlecht und der Standzeit                                    | 67 |
| 4.4.5   | Korrelation zwischen BMI und Standzeit                                               | 68 |
| 4.4.6   | Korrelation zwischen Implantationsalter und Standzeit                                | 69 |
| 4.5     | <i>Überlebensrate von typengleichen Pfannenimplantaten</i>                           | 71 |
| 4.5.1   | Standzeit jedes einzelnen Pfannentyps                                                | 71 |
| 4.5.2.  | Standzeit je nach Revisionsanzahl der Pfannen                                        | 74 |

|           |                                                       |            |
|-----------|-------------------------------------------------------|------------|
| 4.5.3     | Erstimplantate je nach Pfannentyp                     | 74         |
| 4.5.4     | Standzeit je nach Geschlecht                          | 75         |
| 4.5.5     | Korrelation zwischen BMI und Standzeit                | 77         |
| 4.5.6     | Korrelation zwischen Implantationsalter und Standzeit | 78         |
| <b>5.</b> | <b>DISKUSSION</b>                                     | <b>80</b>  |
| 5.1       | <i>Schäfte</i>                                        | 80         |
| 5.1.1     | zementiert versus zementfrei                          | 80         |
| 5.1.2     | Anatomisch versus gerade                              | 84         |
| 5.1.3     | Kragen – Ja oder nein?                                | 86         |
| 5.1.4     | Einflußgröße : Revisionsanzahl                        | 87         |
| 5.1.5     | Einflussgröße : Gewicht                               | 88         |
| 5.1.6     | Einflussgröße : Implantationsalter                    | 88         |
| 5.1.7     | Seitenabhängigkeit :Rechts – Links                    | 89         |
| 5.1.8     | Abhängigkeit von der varischen Schaftverkipfung       | 90         |
| 5.2       | <i>Pfannen</i>                                        | 91         |
| 5.2.1     | Verankerungstechnik                                   | 91         |
| 5.2.2     | Material und Abrieb                                   | 93         |
| 5.2.3     | Einflussgröße : Gewicht                               | 94         |
| 5.2.4     | Einflussgröße : Fehlstellung der Pfanne               | 94         |
| 5.3       | <i>Charnley Müller Schaft</i>                         | 95         |
| 5.4       | <i>Müllerschäfte</i>                                  | 95         |
| 5.5       | <i>Lubinus SPII Schaft</i>                            | 97         |
| 5.6       | <i>ABG Schaft</i>                                     | 97         |
| <b>6.</b> | <b>ZUSAMMENFASSUNG</b>                                | <b>100</b> |
| 6.1       | <i>Schäfte allgemein</i>                              | 100        |
| 6.2       | <i>Pfannen allgemein</i>                              | 100        |
| 6.3       | <i>Schaftspezifisch (Herstellerabhängig)</i>          | 102        |

|     |                                                               |            |
|-----|---------------------------------------------------------------|------------|
| 6.4 | <i>Pfannenspezifisch (Typenabhängig)</i>                      | 102        |
| 6.5 | <i>Schlussfolgerung</i>                                       | 103        |
| 7.1 | <i>Erfassungsbogen</i>                                        | 104        |
| 7.2 | <i>Historische Entwicklung der Endoprothesen im Überblick</i> | 107        |
| 7.3 | <i>Literaturstellen</i>                                       | 115        |
|     | <b>DANKSAGUNG</b>                                             | <b>133</b> |
|     | <b>LEBENS LAUF</b>                                            | <b>134</b> |



## 1. EINLEITUNG

Das Hüftgelenk kann durch verschiedene Erkrankungen knöchernen Veränderungen unterliegen. In der Regel sind die Folgen große Schmerzen des Patienten, Beweglichkeitseinschränkungen und Funktionsverlust der Artikulation.

Ursächlich kommen dafür unter anderem folgende Erkrankungen in Betracht :

- ***Coxarthrose***
- ***Idiopathische Hüftkopfnekrose***
- ***Oberschenkelhalsfrakturen (OSH bruch)***
- ***Coxitiden***
- ***Morbus Bechterew***
- ***Morbus Perthes***
- ***Epiphysiolysis capitis femoris***
- ***Hüftdysplasie***
- ***Kongenitale Hüftgelenksluxation***
- ***rheumatoide Arthritis***
- ***Maligne Tumoren***

Vorstehend sind nur die Ätiologien knöcherner Veränderungen aufgeführt, die stadienabhängig durch einen totalen Hüftgelenkersatz behandelt werden.

Seit ungefähr 100 Jahren wird versucht das menschliche Hüftgelenk durch unterschiedliche Materialien und Implantate (partiell und total) therapeutisch zu ersetzen (siehe im Anhang :historische Entwicklung der Endoprothetik).

1938 wurde die erste klinisch erfolgreich eingesetzte totale Hüftendoprothese (TEP) nach Wiles konstruiert (Kettler 1939).

Obwohl bis zum heutigen Tag enorme Fortschritte beim totalen Hüftgelenkersatz gemacht wurden, bietet das künstliche Gelenk jedoch auch in der Gegenwart nur einen zeitlich limitierten zufriedenstellenden Ersatz des Originals.

Die Haltbarkeitsdauer eines Hüftimplantates lässt sich kaum festlegen, da sie von Fall zu Fall mehr oder weniger stark variiert.

Schon Sir John Charnley meinte 1961 « Ziele müssen vernünftig und realistisch sein. Weder Chirurgen noch Ingenieure werden jemals ein künstliches

Hüftgelenk schaffen, das 30 Jahre halten wird und dem Patienten ermöglicht Fußball zu spielen » (The Lancet).

« Prothesen sollten nicht ein Nachahmungsversuch der Natur sein – das ist zu komplex. Sie sollten besser kleine, einfache, robuste Implantate sein, die auf bescheidene Art und Weise die wichtigsten / essentiellen Bewegungsabläufe gewährleisten» (Majnoni 25.te Jahresversammlung, Dijon).

Folgende Komplikationen führen zum Versagen des Implantates :

- **Aseptische Prothesenlockerung**

- **Septische Prothesenlockerung**

(Frühinfekt durch peroperative inokulierte Keime ;  
Spätinfekt durch hämatogene Keimbesiedelung)

- **Periprothetische Frakturen**

- **rezidivierende Prothesenluxation**

(Pfanne zu steil, ante – oder retrovertiert ; Glutealinsuffizienz ; Trochanterabriß)

Die erstgenannte aseptische Lockerung ist dabei die am häufigsten auftretende Ursache für eine Prothesenrevision.

Die dazugehörenden *klinischen Zeichen* sind :

- belastungsabhängige Stauch-, Extensions-, Rüttel- und Rotationsschmerzen
- Ruheschmerzen
- Radiologisch sichtbare Saumbildung, knöcherne periprothetische Osteolysen, Lageverschiebung der Implantate.

### *1.1 Problemstellung*

Im Rahmen dieser Arbeit sollte die folgende Frage geklärt werden :

Welche Protheseneigenschaften und Patientencharakteristika beeinflussen die Haltbarkeit von Hüftendoprothesen und zählen zu den möglichen prädisponierenden Faktoren einer aseptischen Implantatlockerung?

Dabei sollten alle Versagerfälle, die in den Jahren 1990 – 2000 eine Prothesenwechseloperation in der Orthopädischen Universitätsklinik Aachen unterzogen wurden, als Datenbasis herangezogen werden.

## 2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN

### *2.1 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes*

Beim Hüftgelenk handelt es sich um ein modifiziertes Kugelgelenk mit 3 Freiheitsgraden, das als Nußgelenk bezeichnet wird. Es wird von einem straffen, schraubförmigen Bandapparat stabilisiert. Das Gelenk besteht aus den 2 Gelenkkörpern, Femurkopf und Acetabulum. Der extrem proximal gelegene Ansatz der Gelenkkapsel hinter dem Labrum acetabuli gewährleistet eine möglichst große Kontaktfläche. Die Gelenklippe ragt frei in den Kapselraum hinein und verhindert damit ein Einklemmen der Kapsel bei Bewegungen. Außerdem kommt es zu einer objektiven Vertiefung der Gelenkpfanne und einer somit verstärkten funktionell notwendigen Stabilität im Hüftgelenk. Die artikuläre Kontention des Femurkopfes wird hierdurch wesentlich verbessert. Die Hauptdruckzone des Kopfes auf die Pfanne ist medial und posterior. Sie ist demzufolge an dieser Stelle mit einem hufeisenförmigen Knorpelbelag (Facies lunata) bedeckt. Das Zentrum ist teils durch Fettgewebe teils durch das Lig. transversum acetabuli ausgefüllt. Der Femurkopf ist zu 2/3 mit Knorpel bedeckt und zwar wie bei der Pfanne, in der Trag - und Druckzone, d.h. im Kopfzentrum am stärksten (Lanz 1938,1951).

**Der Bandapparat** stellt das essentielle Element der Hüftstabilisierung dar. In seiner Gesamtheit ähnelt er einer Schraube, die sich bei Streckung zu - und bei Beugung aufdreht.

Wie kein zweites Gelenk ist das Hüftgelenk durch die im folgenden aufgeführten Bänder gesichert (Olivier 1963).

Abb.1.:

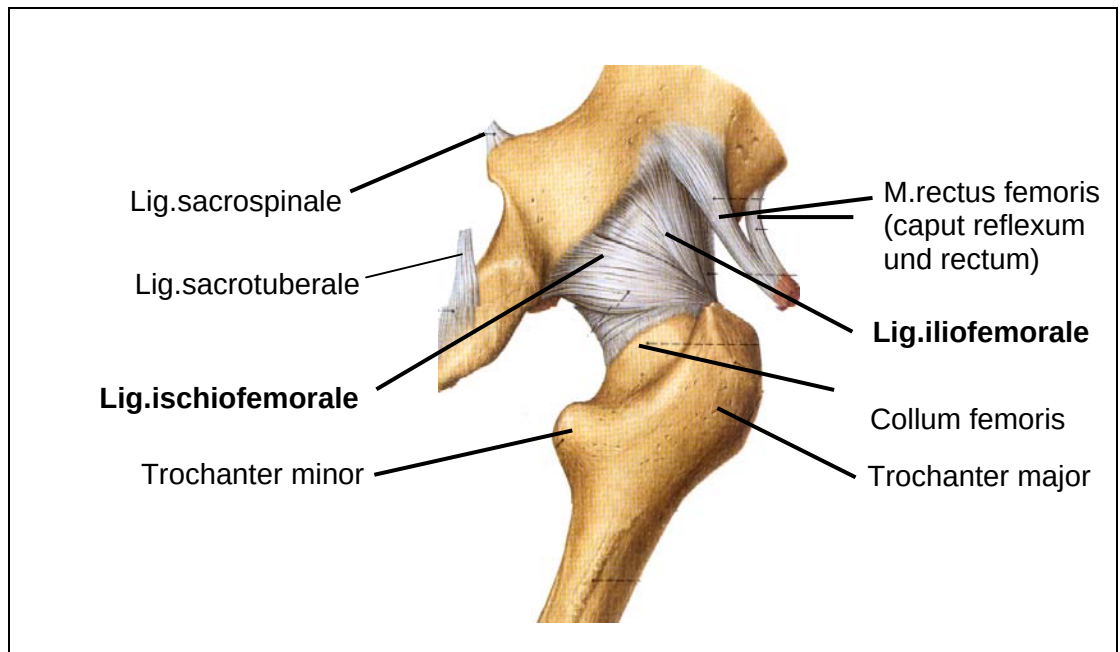
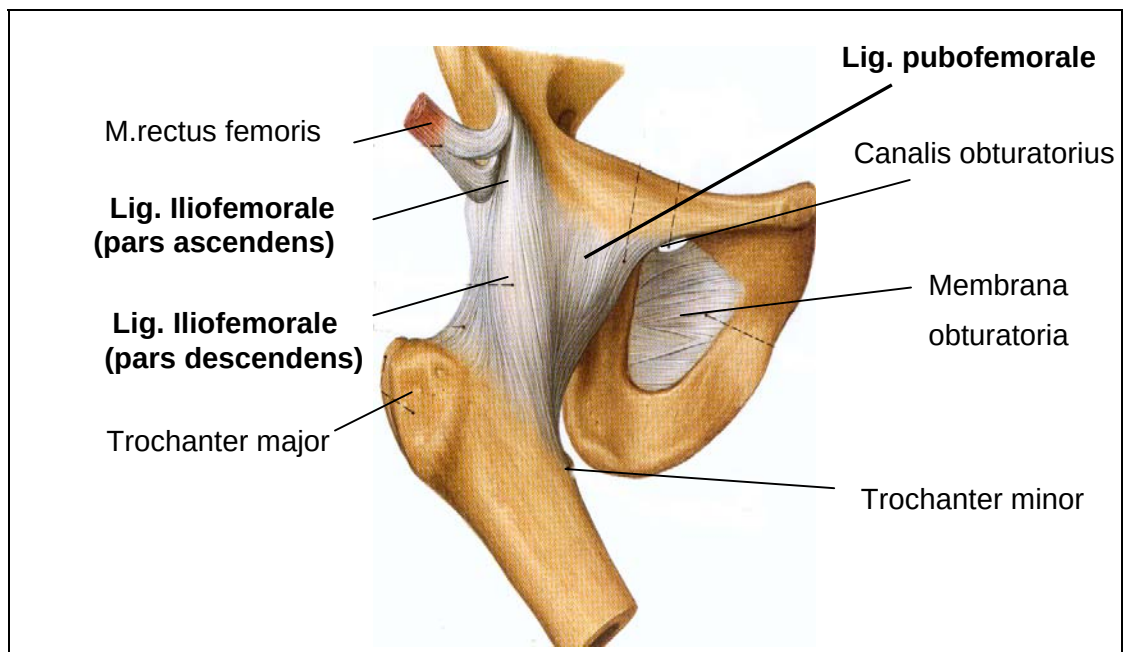


Abb.2.:



(Sobotta Anatomie Atlas 1993)

Die Hüft - und Oberschenkelmuskeln sorgen für die Balance des Beckens und Rumpfes auf den Kugeln des Hüftgelenkes und für die aktive Beinbewegung. Dabei liegt das Bewegungsfeld des Beines weitgehend vorne, im Kontrollfeld der Sehorgane. Alle Bewegungen vom Körper weg werden im Hüftgelenk eingeschränkt (Niethard 1997).

So kann das Bein im Hüftgelenk

nur  $12^\circ$  retrovertiert

jedoch  $130^\circ$  antevertiert werden.

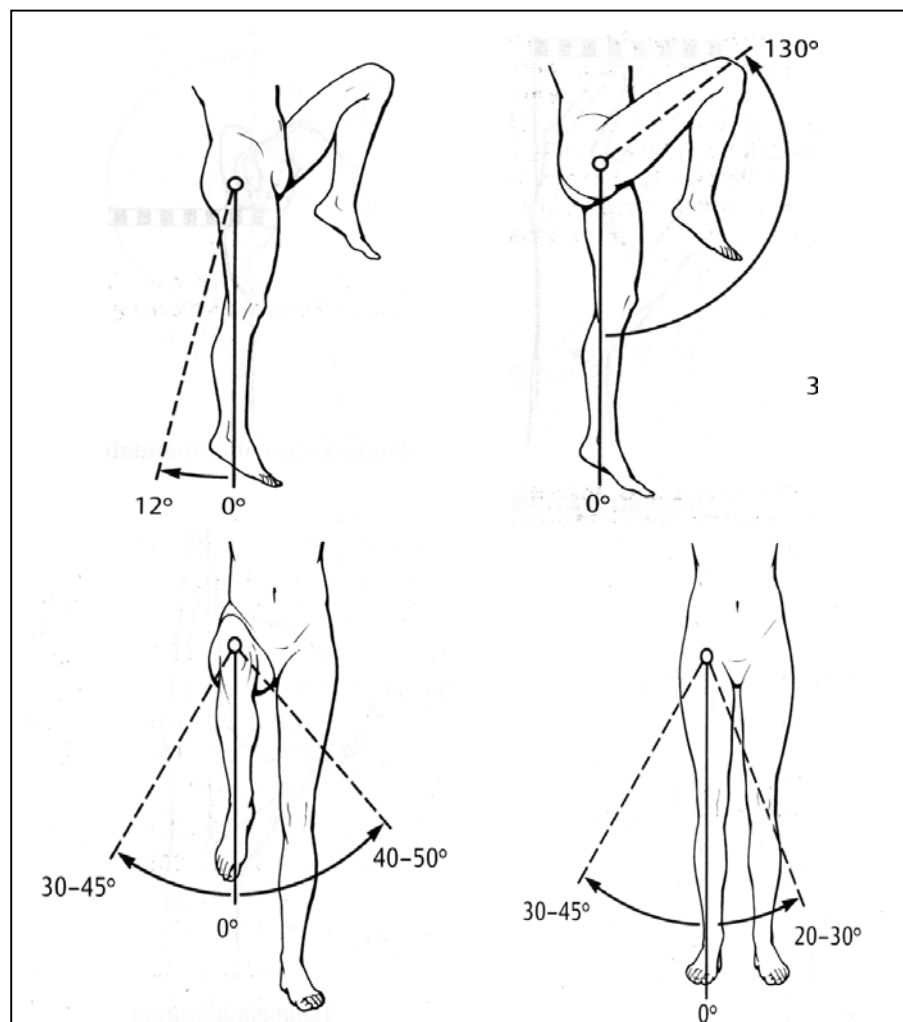
zu  $30 - 45^\circ$  innenrotiert

und bis zu  $50^\circ$  außenrotiert werden

die Adduktion ist nur bis  $30^\circ$  möglich,

die Abduktion bis  $45^\circ$ .

Abb.3.:



Die Adduktoren und Strecker sind stärker entwickelt als ihre Antagonisten.

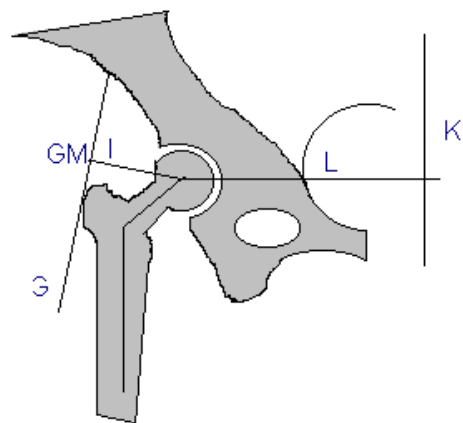
Sie zählen zu den stärksten Muskeln des menschlichen Körpers überhaupt.

Diese Tatsache erklärt sich daraus, dass diese Muskeln für die Sicherung der Tragsäule (Stabilität) verantwortlich sind, somit immer gegen das gesamte

Körpergewicht agieren müssen. Die das Bein bewegenden Muskeln haben lediglich die Kraft aufzubringen, die gegen das Extremitätengewicht gerichtet ist. Die Muskulatur, Ligamente und Gelenkkapsel reduzieren die Biegebeanspruchung des proximalen Femurendes aufgrund ihrer Zuggurtungswirkung (Duchenne 1867, Inman 1947, Pauwels 1949/50).

Pauwels verdeutlicht das Kraft - Wirkungsprinzip zwischen Muskeln, Gelenk, Körpergewicht und Stellung durch den Vergleich mit einer Wippe :

Abb.4.:



Pauwels zeigt, daß beim Gang folgende Gesetzmäßigkeiten gelten :

$$\text{Belastung} = GM \times I = KG \times L$$

$$\rightarrow GM = KG \times L / I$$

$$\rightarrow GM = KG \times 3 \text{ (da } L = 3 \times I \text{)}$$

wobei: KG = Körpergewicht

GM = Glutaeus medius Kraft

L = Hebelarm 1 (3x I)

I = Hebelarm 2

$\rightarrow$  die Belastung pro Hüfte beim Gang ist :  $GM + KG = KG \times 4$

Bei einer Dysplasie vergrößert sich die Belastung dadurch, daß sich der Hebelarm 2 verkürzt (z.B.  $I = 1/2 I \rightarrow$  Belastung =  $KG \times 7$ )

Die für Bewegung und Stabilität des Gelenkes benötigte Muskelkraft nimmt also umgekehrt proportional zur Verkürzung des Schenkelhalses (coxa valga) zu.

Klinisch bedeutet dies, daß besonders in Außenrotationsstellung des Femurs der effektive Muskelhebelarm verkürzt wird, und damit die Belastung auf das Hüftgelenk steigt. Bei einer Beckenkipfung von  $15^\circ$  kann die Größe der Druckkraft merklich zunehmen. So wirkt sich ein Beckenschiefstand auch auf die Gelenkmechanik negativ aus.

## *2.2 Die Belastung und Anpassungsmechanismen des Knochens nach Totalendoprothesenimplantation*

Das Hüftgelenk ist das meistbelastete Gelenk des menschlichen Körpers, da es das gesamte Körpergewicht zu halten hat. Es lastet somit eine große Kraft auf dem Femur. Das intraossäre Spannungsverhältnis sollte aus physiologischen Gründen gleichmäßig entlang des Femurs verteilt sein und von proximal nach distal kontinuierlich abnehmen. Nach Einsatz einer Endoprothese ändert sich jedoch diese Verteilung, da das Implantat örtlich die Kraftleitung übernimmt und somit den Knochen von der Spannung abschirmt (Kummer 1984, 1985). Nach dem Wolffschen Transformationsgesetz (Wolff 1892) findet eine Knochenanpassung gemäß der veränderten Lastübertragung statt. Je höher die Last an einer Stelle des Knochens ist, desto aktiver werden die Osteoblasten, so dass es zu einer Dichtezunahme und Volumenzunahme der Knochensubstanz kommt (Abb 5 und 6). Je niedriger die Last, desto aktiver werden die Osteoklasten und desto porotischer wird der Knochen. Da also die Last durch die Prothese umverteilt wird, kann es bei Patienten mit Implantaten zu inhomogenen periprothetischen Knochenveränderungen kommen (Storck 1987). Bei distal verankerten Prothesen wird proximal am Calcar femoris der Knochen porotisch und distal an der Schaftspitze hyperdens (Mc Carthy 1991). Dieses Phänomen tritt sowohl bei zementierten als auch bei zementfreien Implantaten auf. Dabei ist bei zementierten Prothesen das primäre Ziel, durch den Knochenzement eine möglichst physiologische homogene Kraftleitung zu bewirken.

Bei Fehlpositionierungen des Schaftes (varische / valgische Verkipfung) kann es jedoch auch hier zu einer inhomogenen Lastübertragung auf das periprothetische Implantatlager kommen. Bei zementfreien Prothesen hängt die Lastübertragung vornehmlich von der Prothesengeometrie und Verankerungsphilosophie ab. Bei proximal verankerten Prothesenschäften kommt es ohne distale Osteointegration auch zur Krafteinleitung in der proximalen Verankerungszone. Bei distal verankerten Prothesen kommt es durch vornehmlich distale Krafteinleitung zur proximalen Knochenatrophie, dem sogenannten stress shielding (Abb.5 und 6).

**Die physiologische Kraftleitung im gesunden Hüftgelenk und die daraus folgende Knochendichte Verteilung.:**

Abb.5.:

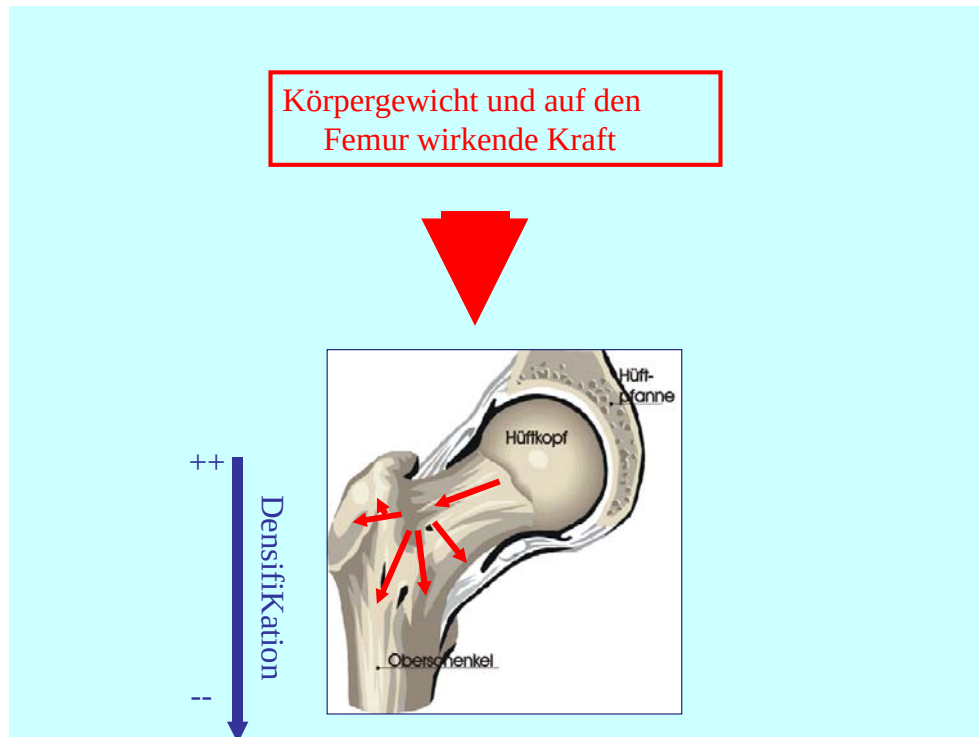
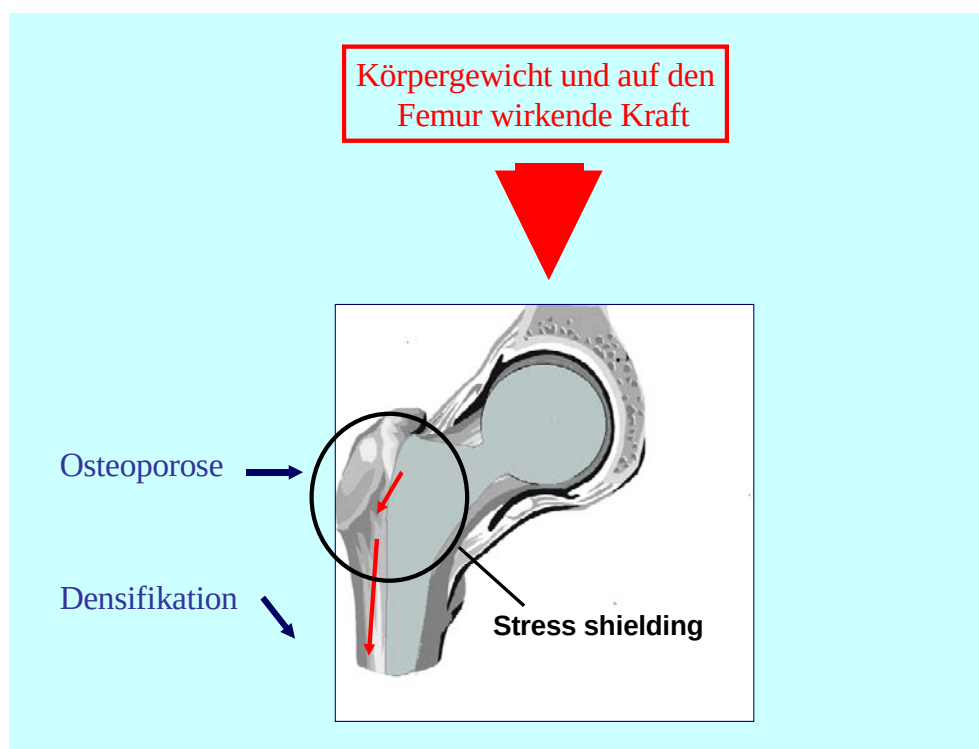


Abb.6.:

**Die Kraftleitung im endoprothetisch versorgten Hüftgelenk (distal verankert) und die daraus resultierende Knochendichte Verteilung :**





### *2.3 Aseptische Prothesenlockerung bei zementierter und zementfreier Verankerungstechnik*

Beide Verankerungstechniken bedingen eine gestörte Interaktion zwischen mechanischen und biologischen Faktoren (Huiskes 1993).

Bei den zementierten Prothesen können die vom Zement freigesetzten toxischen Monomere und die Polymerisationswärme zu einer lokalen Knochendestruktion führen (Osteonekrose). Es kann desweiteren durch den Polymerisationsvorgang zu einer Schrumpfung des Zementmantels kommen (Delling 1987, Menge 1988). So bilden sich radiologisch als hypodense Banden sichtbare Säume zwischen dem Implantat und dem Polymethylmetracylat (Delling 1992, Lintner 1983). Es entstehen auch durch Relativbewegungen des Implantates und Knochens (unterschiedliche Elastizitätsmodule) Zementabriebspartikel, die eine histiozytäre Infiltration, Riesenzellbildung und Osteoklastenaktivierung provozieren. Es kommt zur Osteolyse und Granulombildung als Fremdkörpergewebereaktion und zur konsekutiven Prothesenlockerung (Anthony 1990, Berner 1995, Schmalzried 1992, Tollroth 1989, Voes 1988, Willert 1990). Im Femurbereich schreitet diese Lockerungszone von proximal nach distal (McCarthy 1991, Wirtz 1997). Im Pfannenbereich beginnt die Osteolyse am Pfannendach und zerstört danach den anterioren und posterioren Pfeiler (Engelbrecht 1990, Paprosky 1994, Wirtz 1997).

Bei den zementfreien Prothesen läßt das Fehlen des Zementes keinen optimalen Formschluß zwischen Implantat und Knochenlager zu. Diese Spaltbildung führt bei fehlender Osteointegration zu mechanischen Unruhen und bedingt das Eindringen metallischer bzw. polyäthylenbezogener Abriebspartikel ins Knochenlager. Diese lösen eine ähnliche Knochenresorption aus, wie bei zementierten Prothesen (Aspenberg 1992, Karaz 1991, Maloney 1995, Noble 1988, Schmalzried 1992, Voes 1988, Wirtz 1997).

Unabhängig von der Verankerungstechnik, bleibt noch das Problem der Überbelastung der Arthroplastik durch Übergewicht der Patienten und verfrühten postoperativ erhöhten Aktivitätsgrad (vor allem bei jungen Männern) als Ursache einer aseptischen Prothesenlockerung zu erwähnen

### 3. METHODIK

#### 3.1 Material

In dieser retrospektiven Studie wurden die klinischen Akten und Röntgenbilder von insgesamt 150 Patienten untersucht, bei denen im Zeitraum von 1990 – 2000 ein Hüftendoprothesenwechsel wegen aseptischer Prothesenlockerung in der orthopädischen Klinik des Universitätskrankenhauses Aachen durchgeführt worden ist. Zu folgenden Kriterien wurden dabei aus den zur Verfügung stehenden Unterlagen Informationen entnommen und in Bezug zur Standzeit des revidierten Implantates gesetzt:

#### A. Aus den klinischen Akten:

PROTHESENEIGENSCHAFTEN : (Schaft und Pfanne)

- Prothesentyp (Name, Firma)
- Materialien der Einzelkomponenten (PE, Keramik, Metall)
- Form der Schaftkomponente (anatomisch oder gerade )  
(mit oder ohne Kragen)
- Form der Pfannenkomponente (Schraubring, Pressfit, hemisphärische PE)
- Die Verankerungstechnik (zementiert oder zementfrei)

PATIENTENSPEZIFISCHE INFORMATIONEN:

- zugrunde liegende Pathologie des Patienten (Primärarthrose, Oberschenkelhalsbruch (OSHbruch), sekundäre Coxarthrose)
- body mass index (BMI) des Patienten (normalgewichtig, präadipös, adipös)
- Revisionsanzahl der Prothesen (Primärrevision, repetitive Revision)
- Seite der Implantation (rechts, links)
- Geschlecht der Patienten
- Alter des Patienten bei der Primärimplantation

Aus den Patientendaten wurde der body mass index (BMI) berechnet, wobei der BMI als Quotient aus Gewicht (kg) und dem Quadrat der Körpergröße ( $m^2$ ) definiert ist und die Dimension eines Druckes ( $kg/m^2$ ) hat.

**BMI = Körpergewicht (kg) / Körpergröße ( $m^2$ )**

Aufgrund des ermittelten BMI - wertes lässt sich folgende Klassifizierung vornehmen :

Normalgewichtig : BMI zwischen 18,5 – 24,9

Präadipös / Übergewichtig : BMI zwischen 25 – 29,9

Adipös : BMI größer als 30

- Adipositas Grad 1 : BMI zwischen 30 – 34,9
- Adipositas Grad 2 : BMI zwischen 35 – 39,9
- Adipositas Grad 3 : BMI über 40

## **B. Aus den Röntgenbildern (vor der Revision) :**

LOCKERUNGSZEICHEN (Pfanne und Schaft)

Lysesaum der Pfanne

Knöcherner Pfannendefekt

Lysesaum des Schaftes

Knöcherner Schaftdefekt

periartikuläre Ossifikation

Fehlstellung der Implantate (Schaftmigration und Varisation, Pfannenverkipfung)

PE Abrieb der Pfannen

Der Erfassungsbogen für die Daten ist im Anhang aufgeführt.

Im Hinblick auf den Lysesaum wurde in der Röntgen a.p. Aufnahmen des betroffenen Hüftgelenkes wie folgt vorgegangen :

Zunächst wurde sowohl der Schaft als auch die Pfanne in die in der Literatur beschriebenen Zonen nach DeLee (Pfannen) und Gruen (Schäfte) unterteilt, um die Lokalisation der Lysesäume präzisieren zu können.

Die folgenden Abbildungen 7 und 8 zeigen diese Unterteilungen für den Schaft und die Pfanne.

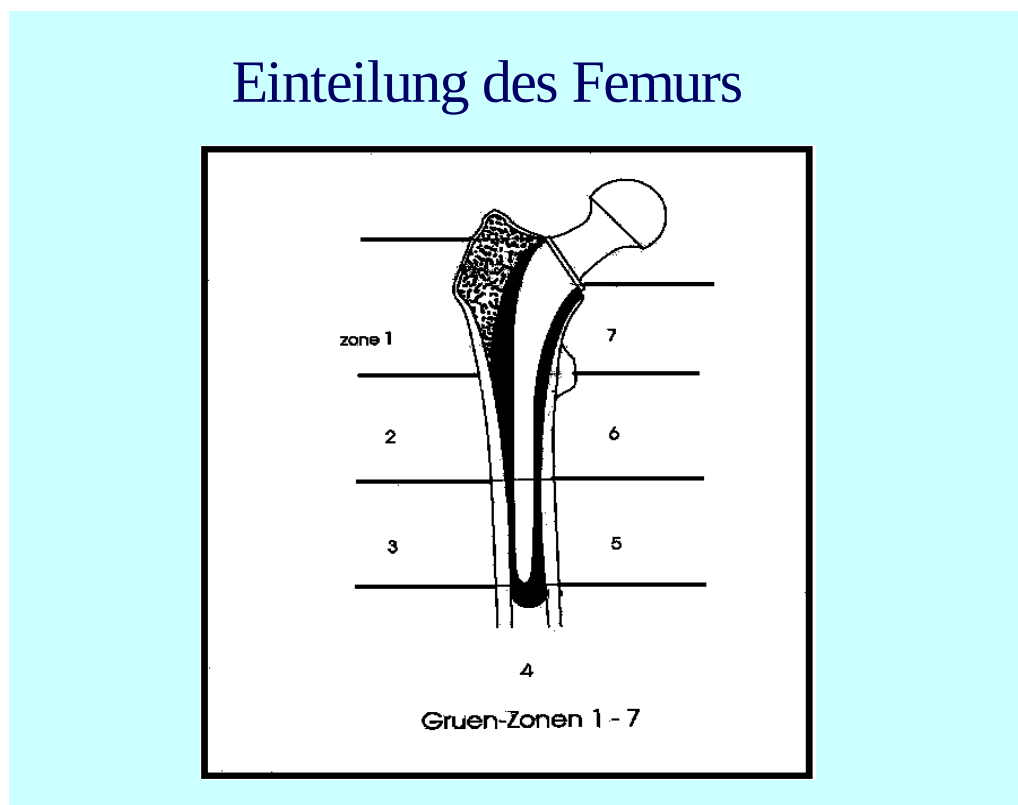
Die Pfanne wurde in die DeLee Zonen I – III unterteilt (DeLee 1976).

Abb.7.:



Der Schaft wurde in die Gruen Zonen 1 – 7 unterteilt (Gruen 1979).

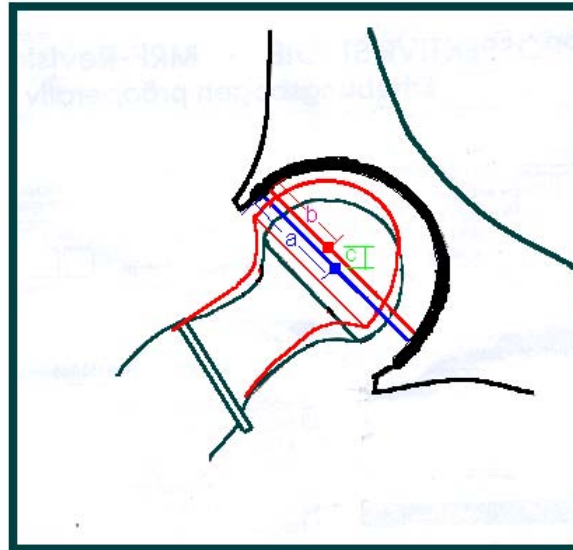
Abb.8.:



Dann wurden die Lysesäume durch Anlegen eines Lineals auf die Röntgenbilder hinsichtlich der Saumausdehnung und – breite in der jeweiligen Zone gemessen (in Bild- mm).

Die Erfassung des Polyäthylenabriebs erfolgte in Anlehnung an die von Sandel und Scheier vorgeschlagene Messmethode.

Abb.9.:



Der PE Abrieb nach Sandel und Scheier entspricht der Migration des Kopfzentrums ( c ) in einem dreidimensionalen Raum (Sandel , Scheier 1976). In dieser Studie wurde der PE Abrieb anhand der zweidimensionalen Röntgenbilder annähernd bestimmt, indem von dem ursprünglichen Pfannenradius a der durch den Verschleiß einseitig verkürzte Radius b abgezogen wird. Die Differenz ergab somit den zweidimensionalen Annäherungswert des PE Abriebs.

$a - b = \text{PE Abrieb}$

Die verschiedenen Defektgrade des Knochens wurden nach der DGOT Klassifikation (Deutsche Gesellschaft der Orthopädie und Traumatologie) eingeteilt.

Abbildung 10 und 11 zeigen die Gradeinteilung der periprothetischen Knochenzerstörung.

Abb.10.:

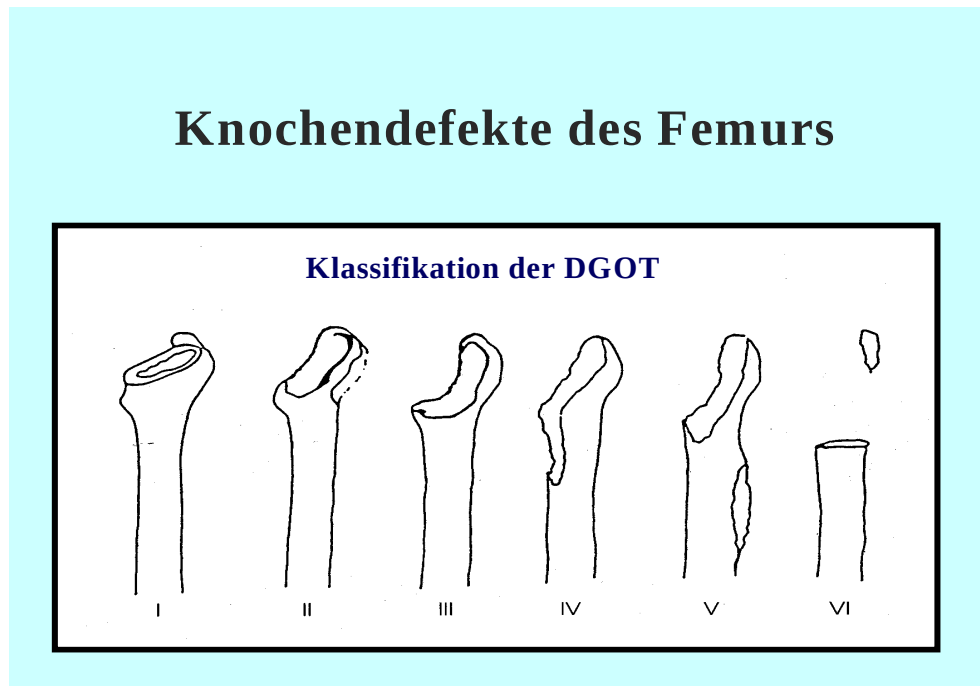
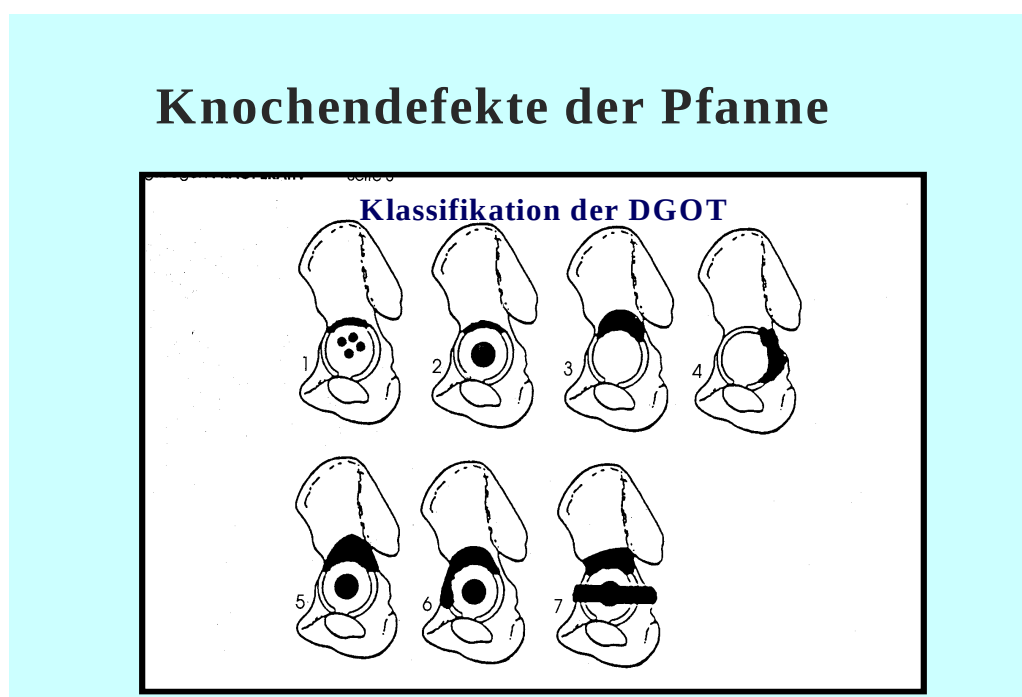


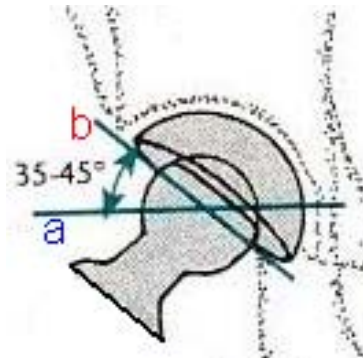
Abb.11.:



Die Pfannenstellung wurde anhand der Abbildung 12 in:

- zu steil,
  - zu flach,
  - normal
- eingeteilt

Abb.12.:



Zu steil wurde ein Pfannenwinkel  $> 45^\circ$  definiert, zu flach ein Pfannenwinkel  $< 35^\circ$ . Die Winkel wurden auf den Röntgenbildern durch Anlegen eines Winkelmessers beurteilt und klassifiziert. Dabei wurden zwei Hilfslinien benötigt, die mit ihrem Einfallswinkel den Pfannenwinkel bilden. Zum einen die Beckenbasislinie (a), die durch die Tränenfigur geht und zum anderen eine Linie (b), die die Pfannenbasis wiedergibt.

Für die 5 häufigst vertretenen Schafttypen (ABG, Lubinus SPII, Müller Geradschaft, Müller Bogenschaft und Charnley – Müller Prothese) wurden Computergraphiken erstellt, auf denen die Hauptlysesäume und Defektzonen der jeweiligen Implantate gekennzeichnet wurden. Die häufigst aufgetretenen Lysezonen wurden mit einem dicken Strich markiert und die Knochendefektzonen mit Dreiecken gekennzeichnet. Die angegebenen Prozentzahlen wurden nur auf die Lysesäume bezogen und zeigen die Häufigkeit ihres Auftretens in jeder Gruen bzw. DeLee Zone an (Beispiel Abb.: 49, 52, 55, 58, 59).

Alle zuvor genannten Daten wurden in einem Erfassungsbogen (Anhang) aufgenommen und für jeden Fall dokumentiert.

Die Auswertung erfolgte zum einen Implantatunsspezifisch und zum anderen nach Implantattyp getrennt.

Implantatspezifisch wurden folgende Prothesen miteinander verglichen:

***Bei den Schäften handelte es sich um 74 Implantate.***

***Im Einzelnen :***

ABG Schaft der Firma Howmedica (14 Stk.)

Charnley Müller der Firma Zimmer AG (12 Stk.)

Lubinus SPII der Firma Waldemar Link (28 Stk.)

Müller Bogenschaft der Firma Protek AG (9 Stk.)

Müller Geradschaft der Firma Protek AG (11 Stk.)

***Bei den Pfannen handelte es sich um 124 Implantate.***

***Im Einzelnen :***

Zementierte PE Pfannen (98 Stk.)

Pressfit Pfannen (9 Stk.)

Schraubringe (17 Stk.)

Die Pfannen wurden herstellerunspezifisch untersucht.

Folgende Untersuchungspunkte wurden in dieser Studie behandelt, graphisch dargestellt und ausgewertet :

- 1.) Standzeiten der verschiedenen Prothesentypen
- 2.) Die Korrelation zwischen Revisionsanzahl und Standzeit
- 3.) Die Korrelation zwischen dem Geschlecht der Patienten und der Standzeit
- 4.) Die Korrelation zwischen dem BMI der Patienten und der Standzeit
- 5.) Die Korrelation zwischen Implantationsalter der Patienten und der Standzeit



### *3.2 Allgemeine Patientendaten:*

Bei den 150 Patienten sind in 28 Fällen nur die Pfannen, in 9 Fällen nur die Schäfte gewechselt worden. Es wurden demnach nur 122 Revisionsschäfte und 141 Pfannen untersucht.

Von den Patienten waren 98 weiblich und 52 männlich.

Das Alter der Patienten bei der Revision lag durchschnittlich bei 71,1 Jahren mit einem Minimum von 36 und einem Maximum von 88 Jahren.

Die Altersverteilung bei Implantation der betrachteten Revisionsprothesen lag durchschnittlich bei den Pfannen bei 60,9 Jahren (Minimum:32 – Maximum:88) und bei den Schäften bei 61,5 Jahren (Min.:32 – Max.:88).

Die Primärerkrankungen der implantierten 150 Patienten konnten in 5 Gruppen unterteilt werden :

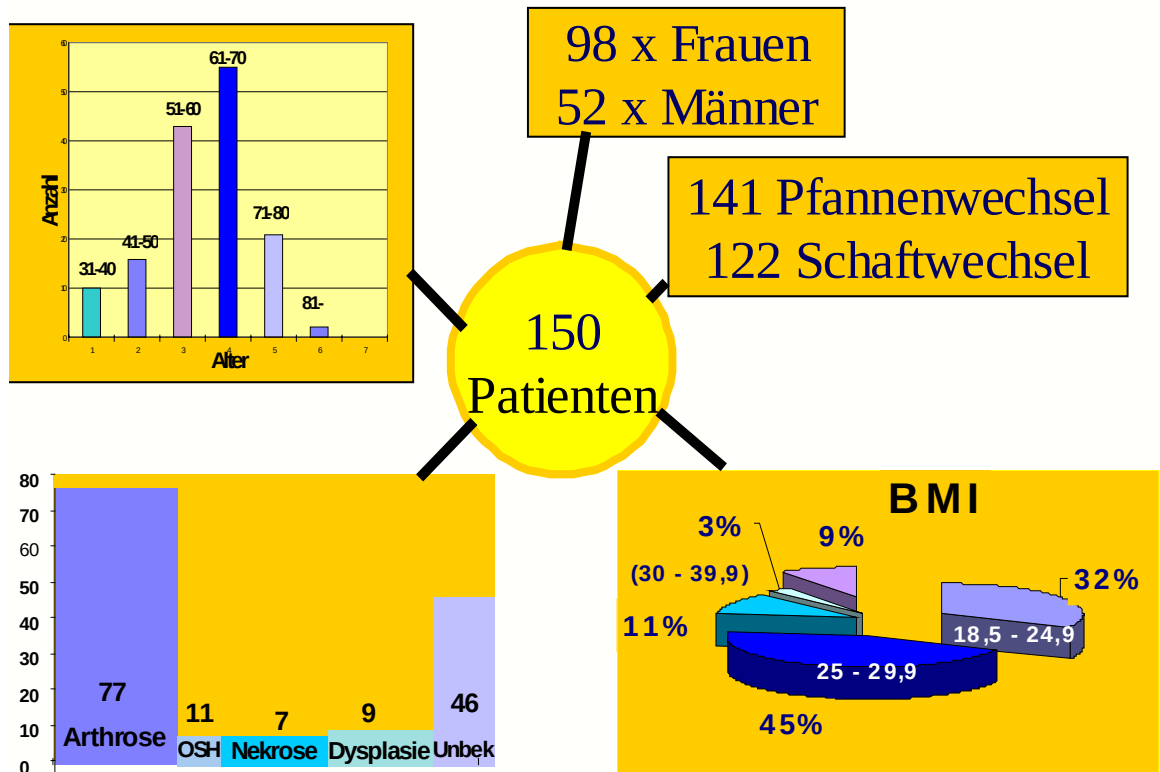
- 1.) primäre Coxarthrose (n=77)
- 2.) Oberschenkelhalsfraktur (OSH bruch) (n=11)
- 3.) Hüftkopfnekrose (n=7)
- 4.) sonstige Ursachen (M.Bechterew, PCP, Dysplasie, etc.) mit sekundärer Coxarthrose (n=9)
- 5.) unbekannt (n=46)

Die Patienten, die frühzeitig (< 40 Jahre) eine Hüftoperation erhielten, litten zu 40% an Dysplasien, die älteren Patienten (> 40 Jahre) an Coxarthrose oder einem OSH bruch.

Von den 150 Patienten waren 48 nach dem body mass index (BMI) normalgewichtig (BMI 18,5 – 24,9 ). 68 Patienten waren präadipös mit einem BMI von 25 – 29,9. 21 Patienten waren adipös, von denen 17 Grad I (30 – 34,9) und 4 den Grad II (35 – 39,9) erreichten. Bei 13 Patienten ließ sich aufgrund fehlender Daten der BMI nicht errechnen.

Abb.13.:

## Patientenkollektiv



### 3.3 Implantate : Pfannen (insgesamt 141 revidierte)

Bei den Pfannen handelte es sich um 109 hemisphärische Pfannen (103x PE und 6xTitan), 17 Schraubringe (Titan), 9 Pressfit Pfannen (Titan/CoCr) und 6 andere Implantattypen.

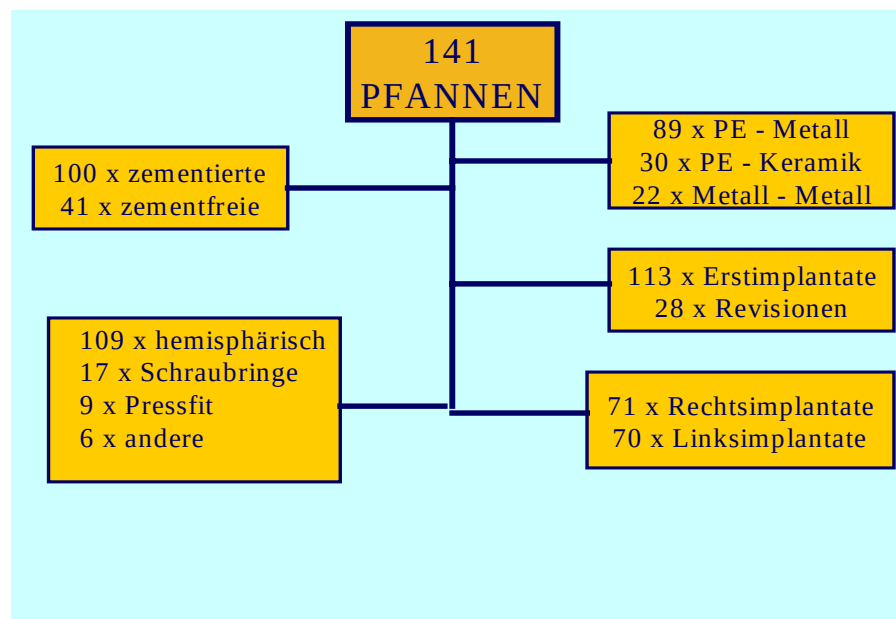
Es waren demnach 28 Titanpfannen (2 zementierte), 103 PE Pfannen (98 zementierte) und 9 Titan/CoCr Pfannen vertreten. Bei einer Pfanne war keine Materialzuordnung möglich.

Von den 141 Pfannen waren 71 rechts und 70 links implantiert.

Nach den Materialpaarungen (Inlay der Pfanne und Kopf der Prothese) ließen sich 89 PE – Metall Kombinationen von 30 PE – Keramik Kombinationen und 22 Metall – Metall Kombinationen unterscheiden.

In 113 Fällen handelte es sich bei den Pfannen um Erstimplantate und in 28 Fällen um Revisionspfannen.

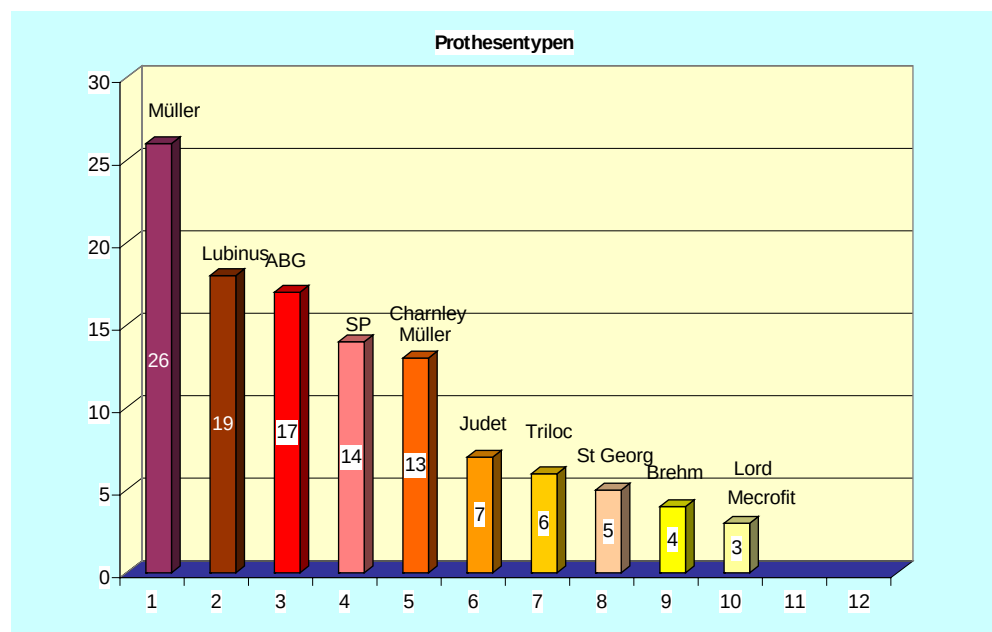
Abb.14.:



### 3.4 Implantate : Schäfte (insgesamt 122 revidierte)

Bei den 150 Schäften innerhalb dieser Studie waren viele unterschiedliche Prothesentypen vertreten. In Abbildung 15 sind graphisch die Prothesentypen aufgetragen, die mindestens 3 mal innerhalb dieser Studie vorkamen.

Abb.15.:



Bei den 150 Patienten dieser Studie wurden 122 aseptisch gelockerte Schäfte im Zeitraum von 1990 – 2000 gewechselt.

Davon waren 99 Schäfte zementiert und 23 zementfrei verankert.

Die Materialien CoCr oder Titan korrelierten zu 94% mit den Verankerungstechniken (zementiert : 94% CoCr; zementfrei : 94% Titan).

Die Schäfte wurden nach ihrer Form in anatomisch geformte und gerade Schäfte unterteilt. 52 Schäfte wurden als *anatomisch* geformt bezeichnet.

Darunter insbesondere folgende Implantattypen:

- ABG
- Lubinus SP II
- Aufranc Turner

70 Schäfte wurden als *gerade* bezeichnet– unter anderem folgende Typen:

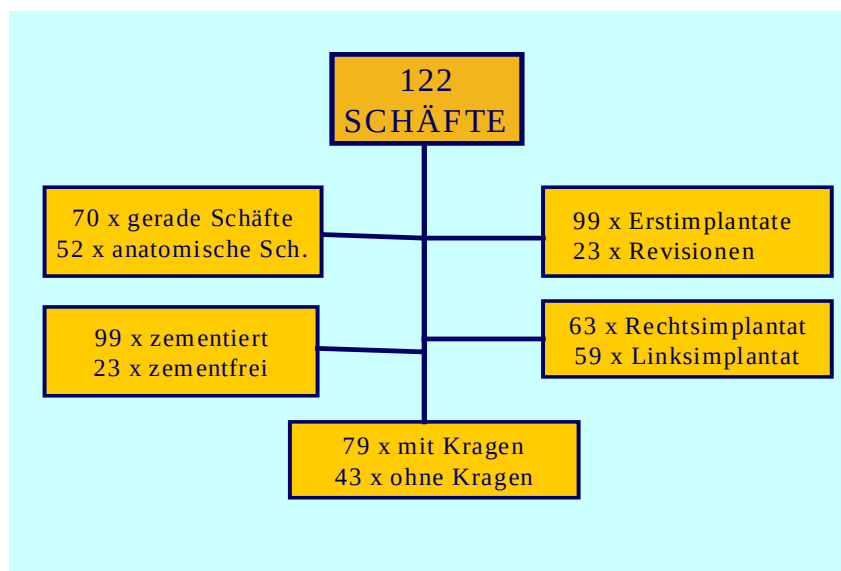
- Charnley Müller
- Judet
- Autophor 900; Orthoplast II; St Georg; Triloc; Siwash; Bichat 3; Bicontact;
- Exeter
- Müller

79 Schäfte hatten einen Kragen und 43 waren kragenlos.

63 Schäfte waren rechts und 59 links implantiert.

Bei 23 Schäften handelte es sich um Revisionsimplantate - 99 Schäfte wurden erstimplantiert.

Abb.16.:



### 3.5 Auswerteverfahren

Die Untersuchung der Standzeiten der Prothesen erfolgte in zwei Schritten.

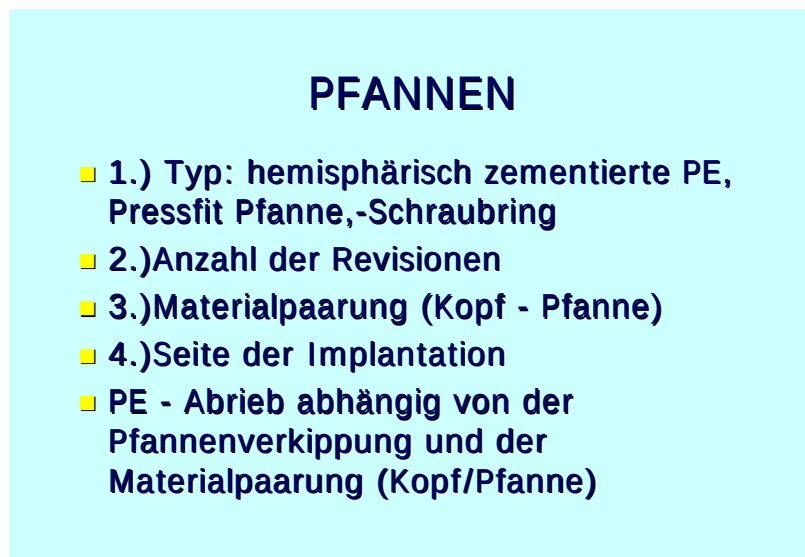
**1.)** unter Berücksichtigung aller gewechselten Implantate dieser Studie  
d.h 122 Schäfte und 141 Pfannen und

**2.)** unter Berücksichtigung der am häufigsten verwendeten Implantate.  
d.h. 74 Schäfte und 124 Pfannen

Alle Werte auf dem Datenerfassungsblatt wurden tabellarisch sortiert.

Zuerst wurden generell für die 122 Schäfte und 141 Pfannen (Typenunspezifisch) folgende (in Abb 17 – 19 aufgeführten) Implantat- und Patientencharakteristika betrachtet :

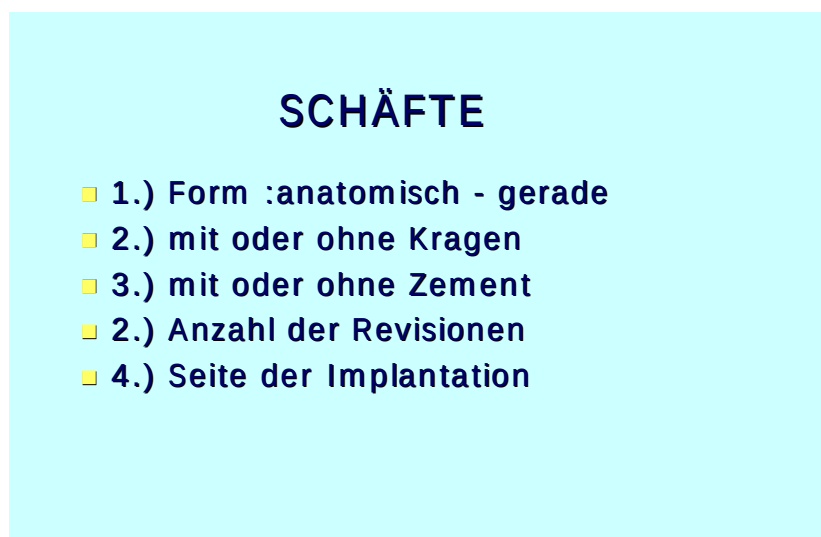
Abb.17.:



**PFANNEN**

- **1.) Typ: hemisphärisch zementierte PE, Pressfit Pfanne,-Schraubring**
- **2.) Anzahl der Revisionen**
- **3.) Materialpaarung (Kopf - Pfanne)**
- **4.) Seite der Implantation**
- **PE - Abrieb abhängig von der Pfannenverkipfung und der Materialpaarung (Kopf/Pfanne)**

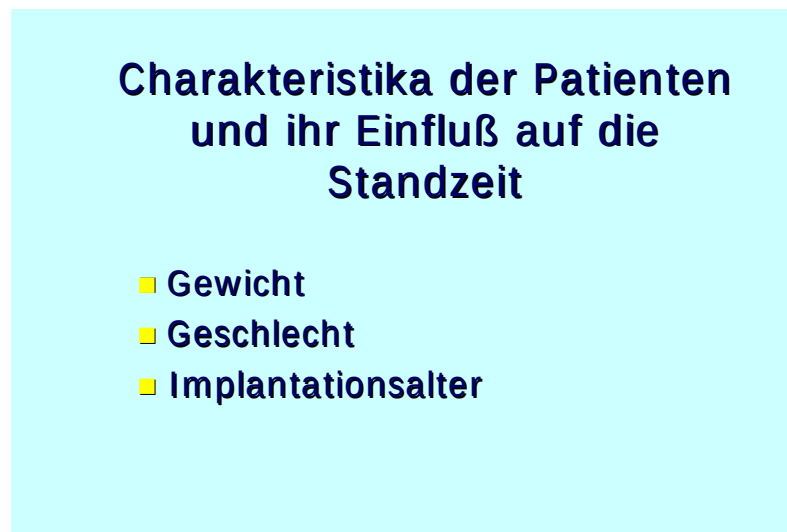
Abb.18.:



**SCHÄFTE**

- **1.) Form :anatomisch - gerade**
- **2.) mit oder ohne Kragen**
- **3.) mit oder ohne Zement**
- **2.) Anzahl der Revisionen**
- **4.) Seite der Implantation**

Abb.19.:



Anschließend wurden die 5 häufigsten Schäfte

**(ABG, Müller Gerad - und Bogenschaft, Charnley – Müller, Lubinus SPII)**

und die drei Pfannenhauptvertreter

**(Pressfit, Schraubring, zementierte hemisphärische PE)**

unter Berücksichtigung der gleichen (in Abb. 17 – 19 aufgeführten) Kriterien miteinander verglichen.

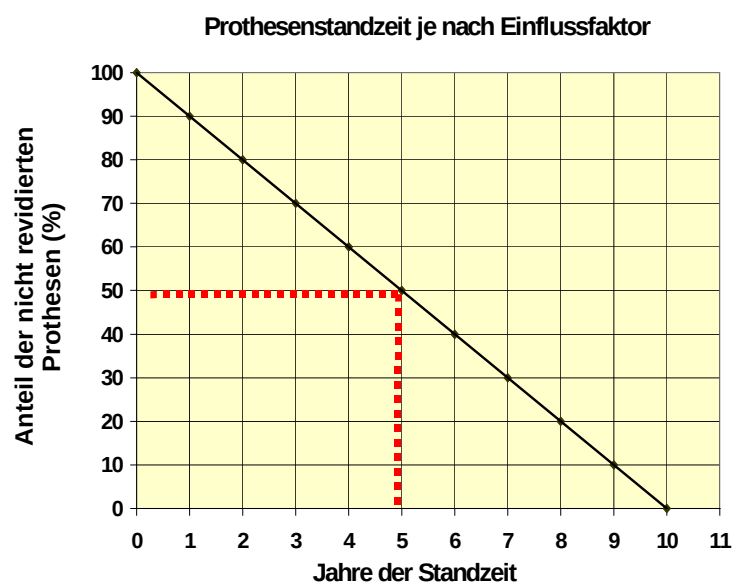
Auf der Ordinate wurde der prozentuale Anteil der nicht revidierten Implantate (Schäfte und Pfannen) zu dem jeweils in Betracht gezogenen Charakteristikum aufgetragen; auf der Abszisse (X – Achse) die jeweilige Standzeit in Jahren.

Direkt nach der Implantation liegt ein Wert von 100% intakten Implantaten vor.

Dieser Prozentsatz verringert sich mit der Dauer der Tragezeit.

Abbildung 20 zeigt ein generelles Beispiel

Abb.20.:



Zur besseren Übersicht wurden die zu einem jeweiligen Datensatz gehörenden Punkte durch eine Regressionskurve verbunden.

Die Graphen wurden mit Hilfe des Excel Programms (1997) von Microsoft erstellt. Für die Erstellung der Regressionskurven wurden die in diesem Programm vorgesehenen Unterprogramme verwendet. Diese Unterprogramme stellten die Regressionskurven durch einen Fit nach der Methode der kleinsten Quadrate dar. Die so ermittelten Fitkurven waren in der Regel 1.ter Ordnung (Geraden). In einzelnen Fällen wurden Kurven der 2.ten und maximal 3.ten Ordnung verwendet (Polynomfit). Eine weitere mathematische Auswertung (z.B. Fehler des Fits) wurde nicht vorgenommen, da die Kurven lediglich eine bessere Übersicht gewährleisten sollten, insbesondere bei Graphen ,in denen verschiedene Datenensembles verglichen wurden.

## 4. ERGEBNISSE

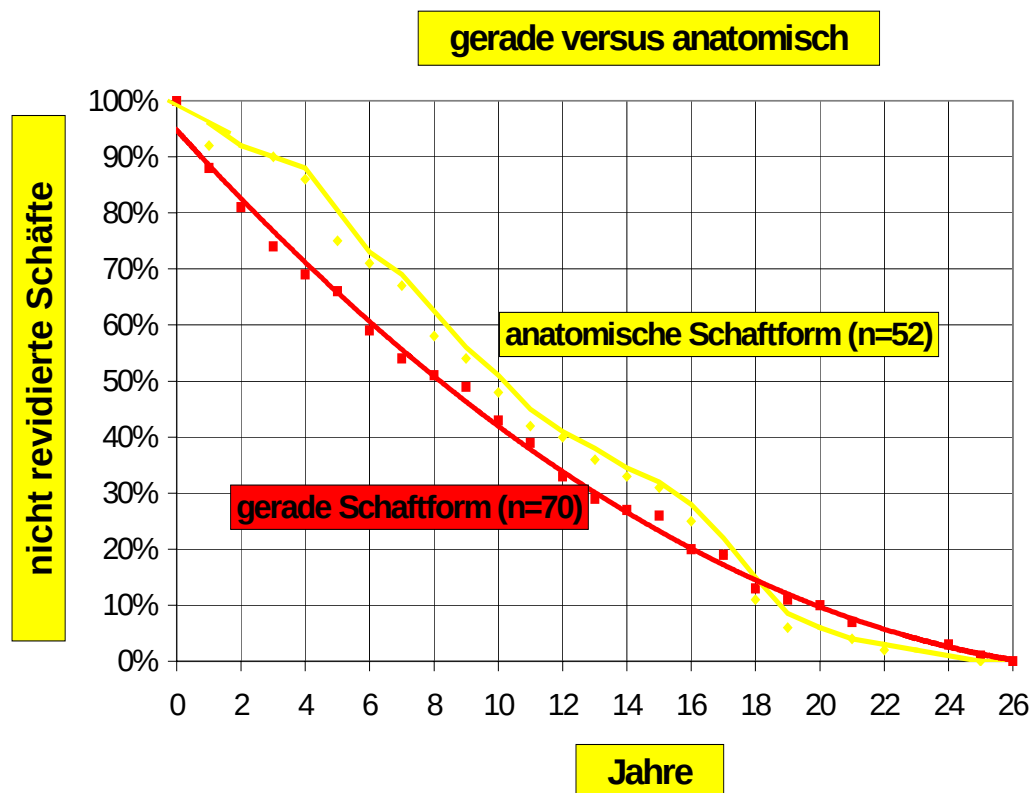
### 4.1 Einflussfaktoren auf die Standzeiten von Schaftimplantaten

Im Folgenden sind die graphischen Auswertungen der Schaftstandzeiten unter Berücksichtigung der vorgenannten Kriterien dargestellt.

#### 4.1.1 Standzeit je nach Schaftform

In der Abbildung 21 ist die Haltbarkeit aller 122 revidierten Schäfte getrennt für die gerade und anatomische Form graphisch aufgetragen.

Abb.21.:



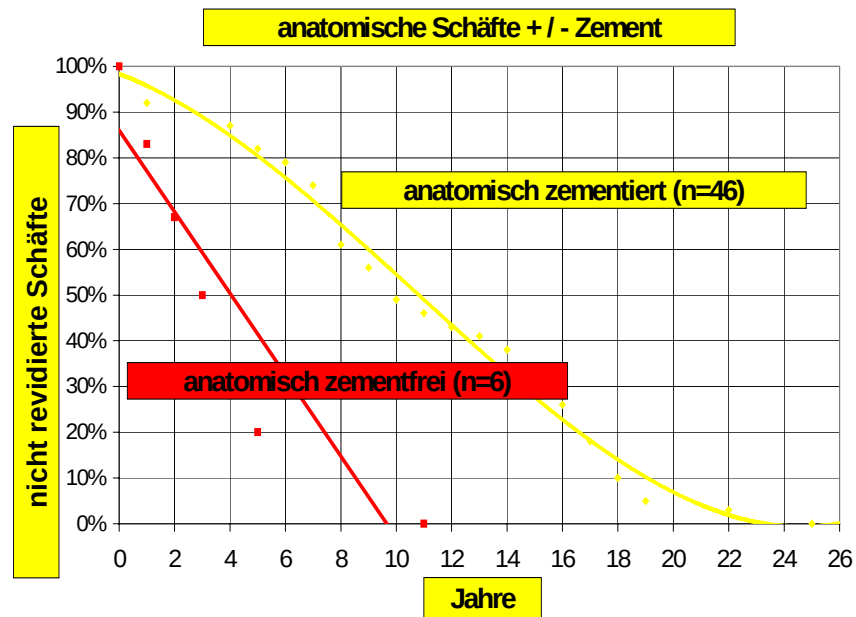
Es zeigte sich, dass 50% der anatomisch geformten Schäfte 10 Jahre lang hielten, die geraden im Durchschnitt nur 8,5 Jahre.

Nach 10 Jahren waren bei den anatomischen Schäften noch 50% stabil und schon 60% der geraden Schäfte gewechselt worden.



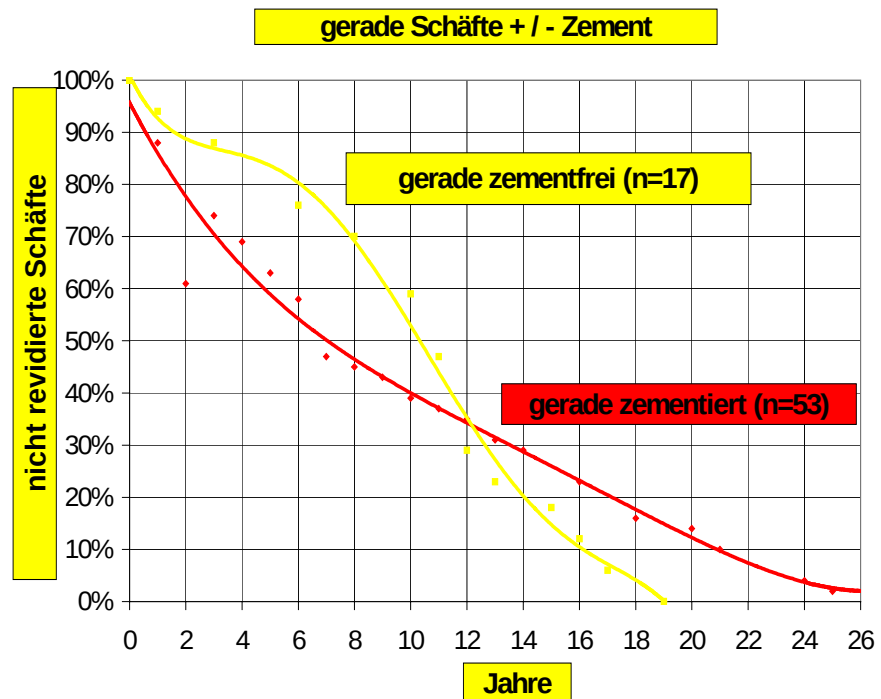
#### 4.1.1a Standzeit bei anatomischen zementierten und zementfreien Schäften

Abb.22.:



#### 4.1.1b Standzeit bei geraden zementierten und zementfreien Schäften

Abb.23.:



Differenziert man bei der jeweiligen Schaftform zwischen den beiden Verankerungsprinzipien zementiert und zementfrei, so zeigt sich bei den

anatomischen Schäften eine deutlich bessere Durchschnittsstandzeit bei zementierter Verankerungstechnik als bei zementfreier.

50% der anatomischen Schäfte mit Zement hielten 11 Jahre – die zementfreien Schäfte hingegen nur 4 Jahre.

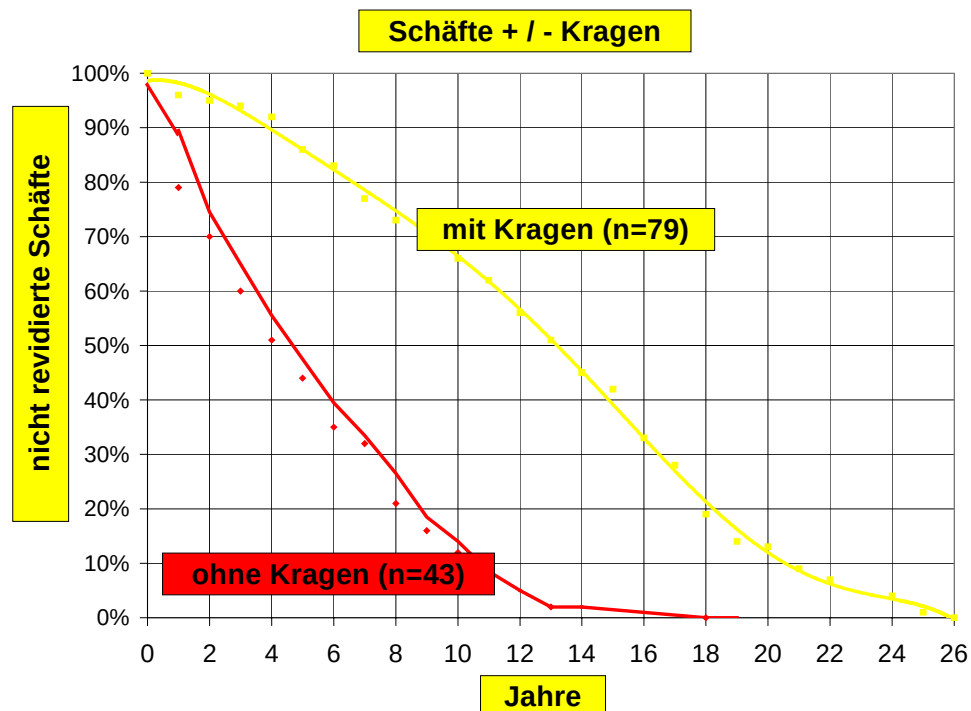
Nach 10 Jahren waren 55% der zementierten Implantate intakt, allerdings fast alle zementfreien anatomischen Schäfte schon revidiert. Nur einer der anatomischen zementfreien Schafttypen (ABG) hielt 11 Jahre.

Bei den geraden Schäften zeigten in den ersten 10 Jahren postoperativ die zementfreien eine geringere Lockerungsrate als die zementierten. An der 10 Jahresgrenze waren von den zementierten Implantaten noch 40% nicht revidiert, von den zementfreien sogar noch über 50%.

Nach 10 Jahren schienen die zementierten Schäfte jedoch länger zu halten. Über 10% der Implantate hielten mehr als 20 Jahre. Die maximale Standzeit der zementfreien geraden Schäfte betrug 19 Jahre.

#### 4.1.2 Standzeit mit und ohne Kragen

Abb.24:

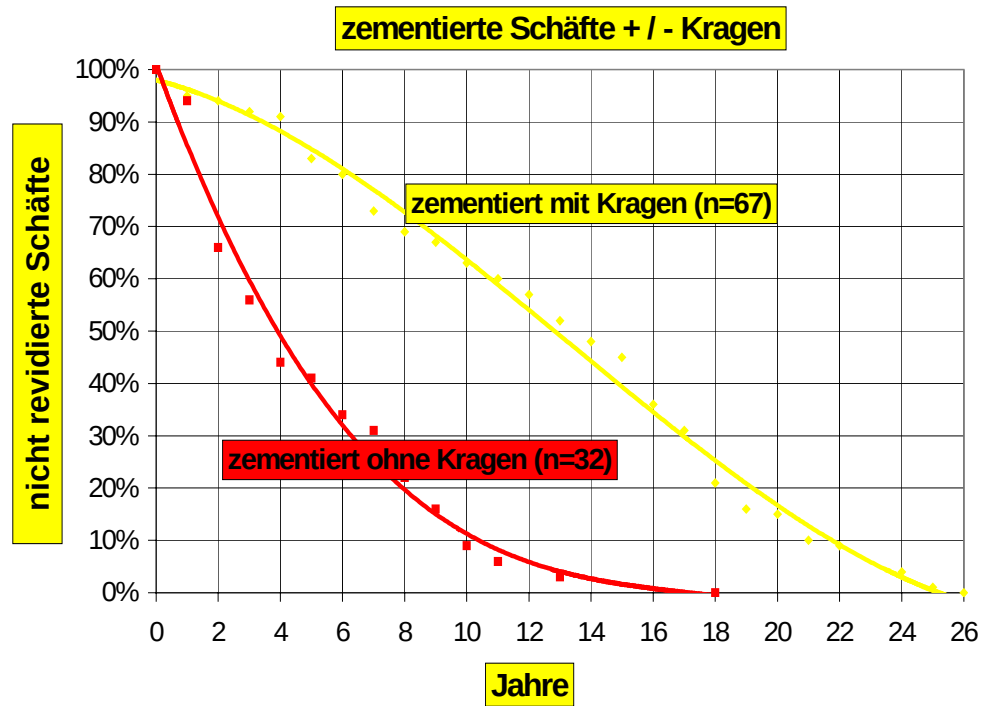


50% der Schäfte mit Kragen hielten 13 Jahre, die ohne Kragen nur 5 Jahre.

Nach 10 Jahren waren noch 67% der Schäfte mit Kragen stabil, allerdings nur noch 13% der kragenlosen.

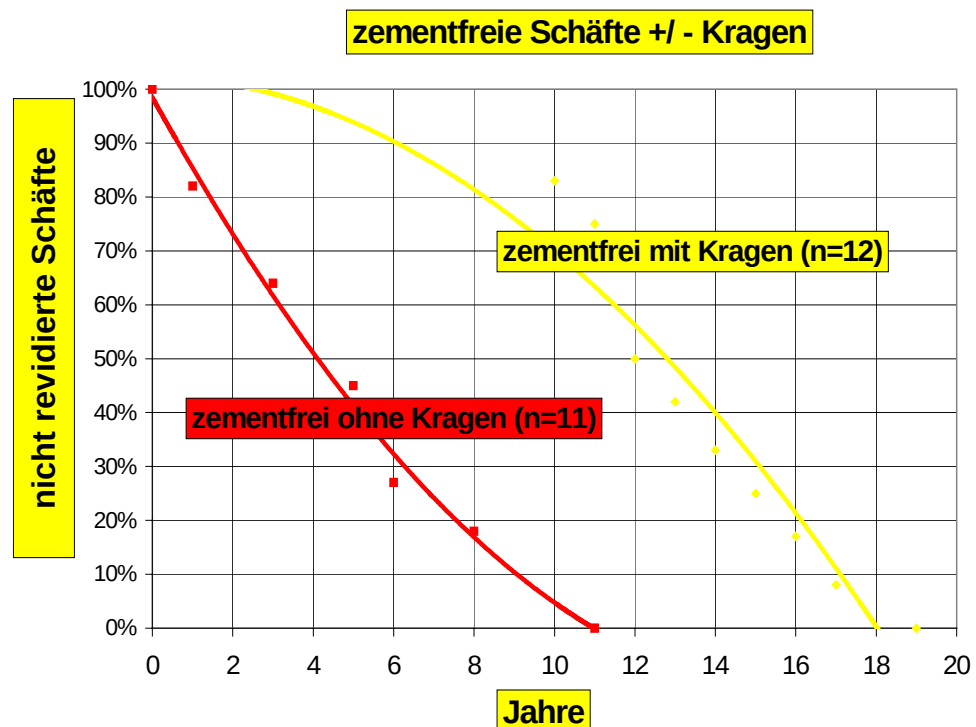
#### 4.1.2 a Standzeit zementierter Schäfte mit und ohne Kragen

Abb.25.:



#### 4.1.2 b Standzeit zementfreier Schäfte mit und ohne Kragen

Abb.26.:

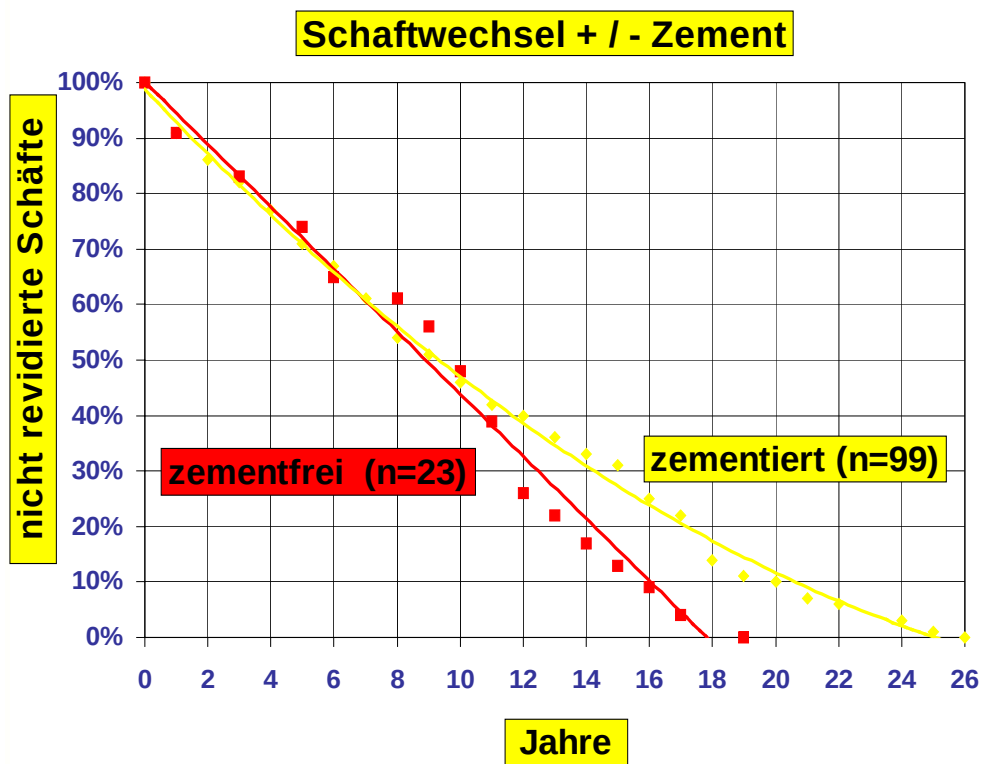


Die beiden Graphen zeigen, dass unabhängig von der Verankerungstechnik die Schäfte mit Kragen durchschnittlich 5 – 8 Jahre länger hielten als die ohne. 50% der zementierten bzw. zementfreien Schäfte mit Kragen waren noch nach 13 Jahren stabil. Bei den Schäften ohne Kragen (zementiert und zementfrei) betrugen die Standzeiten nur 4 Jahre

#### 4.1.3 Standzeit je nach Verankerungstechnik

In der folgenden Abbildung 27 wurden die Standzeiten der zementierten und zementfreien Schäfte graphisch gegenübergestellt.

Abb.27.:



Es zeigte sich, dass 50% der zementierten Schäfte 9 Jahre lang hielten. Genauso lang hielten aber auch 50% der zementfreien Schäfte.

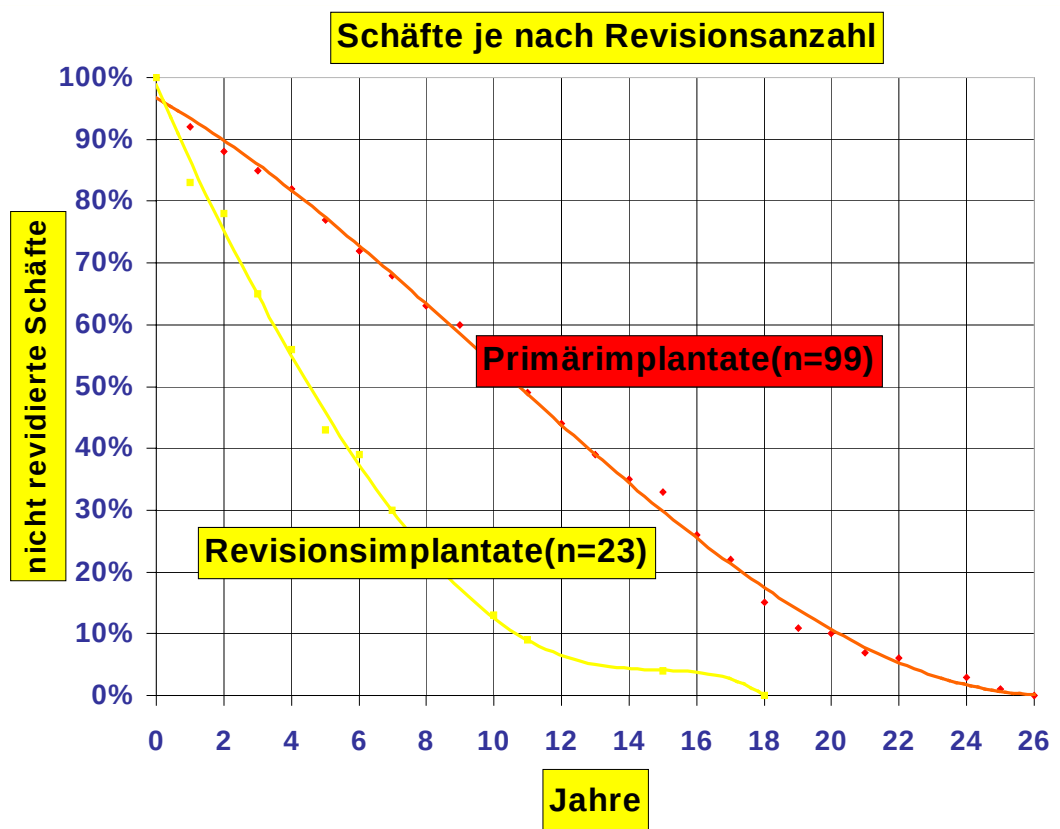
Auch nach 10 Jahren waren kaum Unterschiede in der Stabilität zu erkennen. 48% der zementierten und 45% der zementfreien Schäfte erreichten diese Standzeit.

20 Jahre und mehr hielten allerdings nur zementierte Schäfte. Die maximale Standzeit der zementfreien Schäfte belief sich auf 19 Jahre.

#### 4.1.4 Standzeit je nach Revisionsanzahl.

In der folgenden Abbildung 28 wurden alle erstimplantierten Schäfte und alle zweit – und drittimplantierten Schäfte hinsichtlich ihrer Standzeiten miteinander verglichen.

Abb.28.:

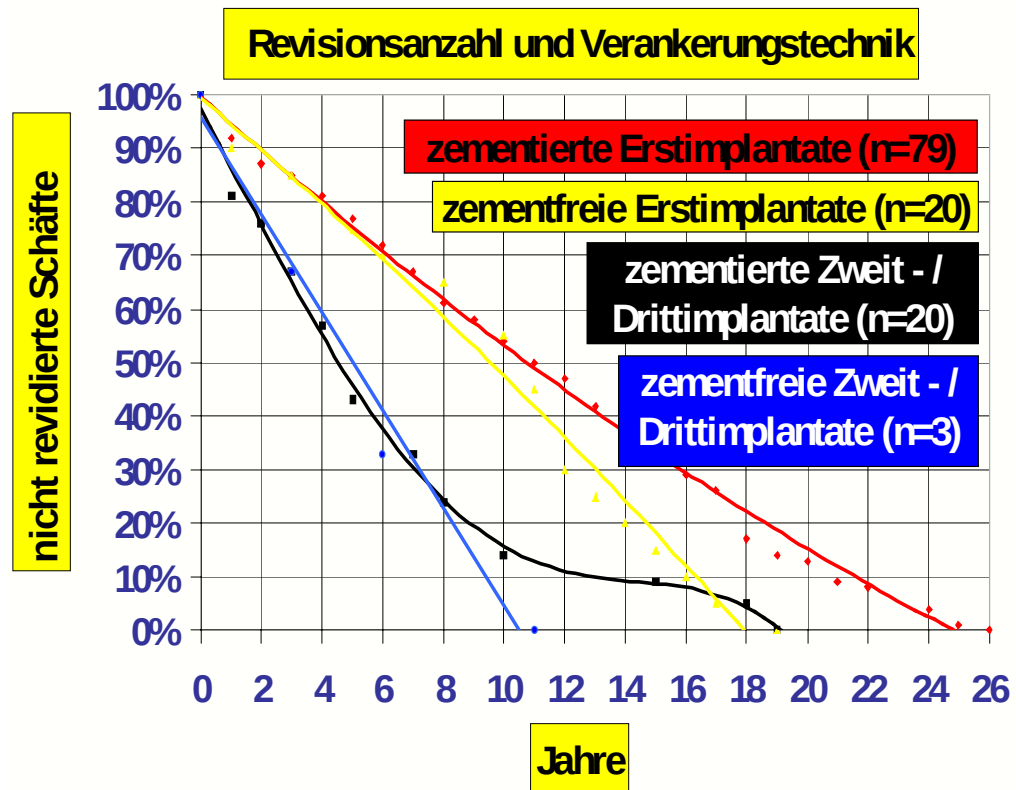


Es zeigte sich eine deutlich längere Standzeit bei den Erstimplantaten, unabhängig von der Verankerungstechnik. 50% der Primärimplantate hielten 10,5 Jahre. 50% der Revisionsprothesen hingegen nur 4,5 Jahre. Nach 10 Jahren waren von den Primärimplantaten noch 54% intakt von den Revisionsprothesen nur noch 13%.

#### 4.1.4 a Standzeiten je nach Revisionsanzahl und Verankerungstechnik

Im Abbildung 29 sind die Standzeiten je nach Revisionsanzahl getrennt für zementierte und zementfreie Schäfte dargestellt.

Abb.29. :



Die Standzeiten waren bei den zementierten Prothesen sowohl bei den Erstimplantaten– als auch Revisionen länger als bei den zementfreien Schäften.

Bei den Erstimplantaten hielten 50% der zementierten Schäfte 11 Jahre, die zementfreien nur 9,5 Jahre.

Nach 10 Jahren waren 53% der zementierten Schäfte nicht revidiert und 48% der zementfreien.

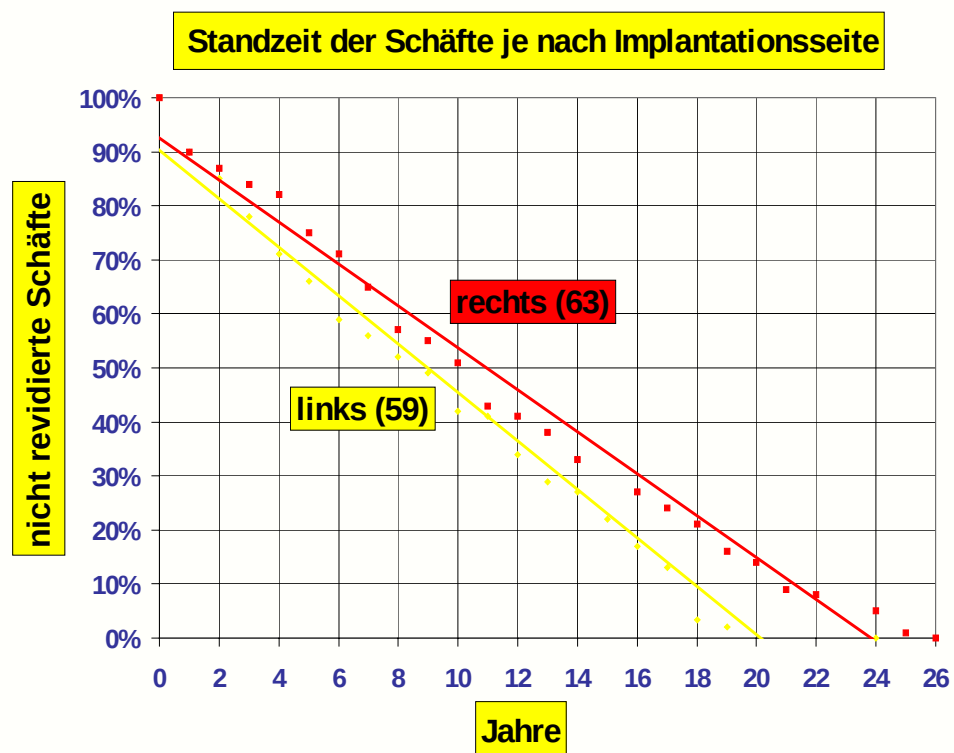
Bei den Revisionsimplantaten schnitten die zementierten Schäfte zu 50% mit Standzeiten von 4,7 Jahren ebenfalls besser ab als die zementfreien mit 4,4 Jahren.

Nach 10 Jahren waren noch 16% der zementierten Revisionsschäfte stabil, aber nur noch 6 % der zementfreien.

#### 4.1.5 Standzeit je nach Implantationsseite

Die folgende Abbildung 30 zeigt die graphische Darstellung der Standzeiten von rechts – bzw. linksimplantierten Schäften.

Abb.30.:



Unter den 122 revidierten Schäften lag die Standzeit bei den rechtsimplantierten 5 – 15% höher als bei den linksimplantierten.

Nach 10 Jahren hielten links noch 45%, rechts noch 55%. An der 50% Grenze hielt mit 11 Jahren auch rechts die Prothese besser, als links mit 9 Jahren.

#### 4.1.6 Radiologisch auffällige Lockerungszeichen und Fehlstellungen der revidierten Schäfte

Abb.31.:

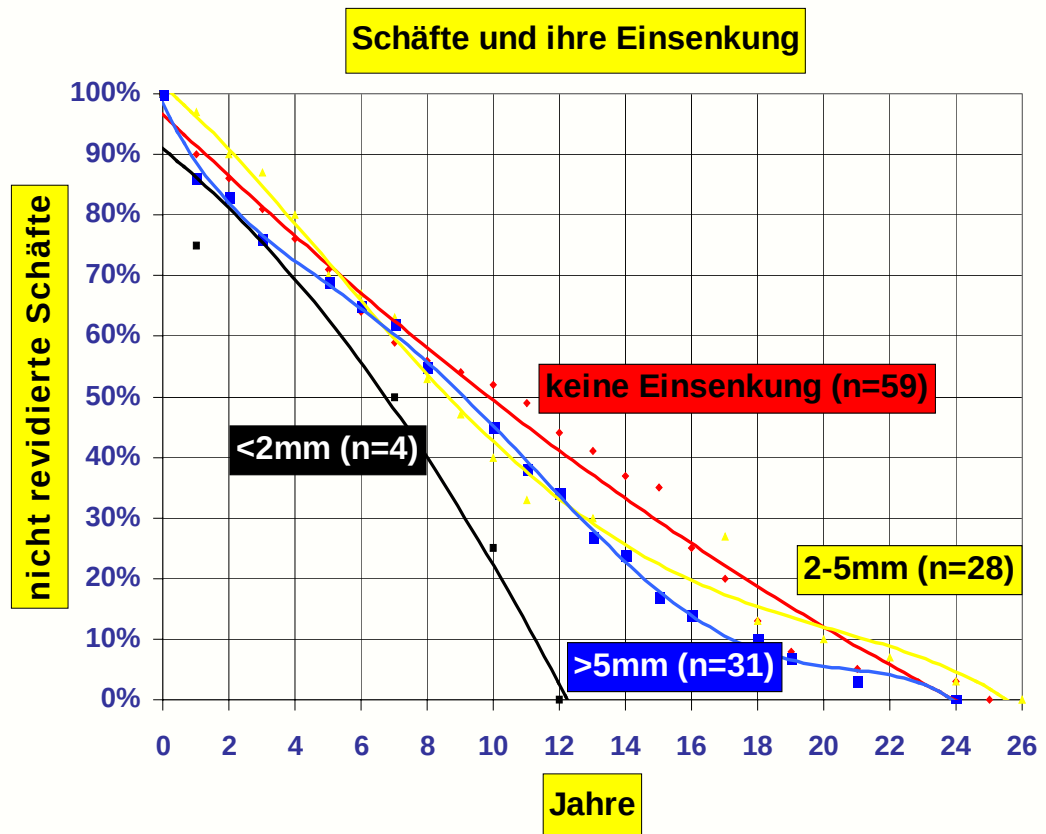
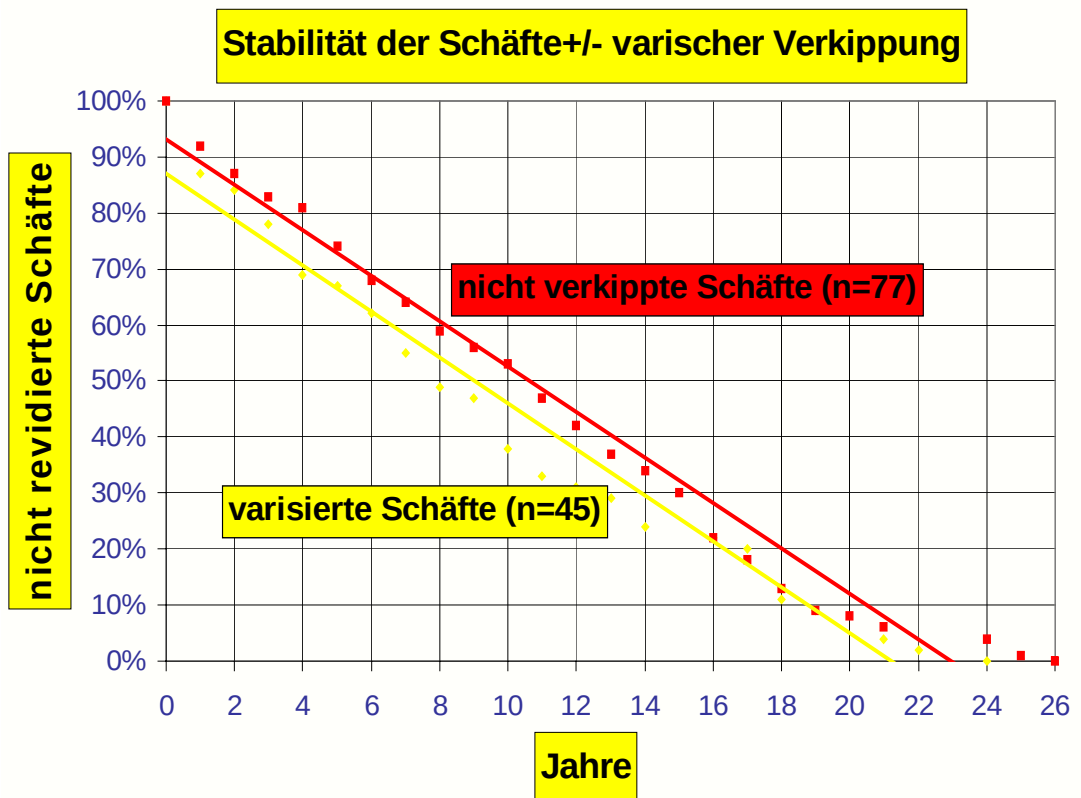


Abb.32.:





In Abbildung 31 und 32 sind alle revidierten 122 Schäfte dieser Studie zusammengefasst, die vor ihrer Revision im Vergleich zur Ausgangsposition eine radiologisch nachweisbare Positionsänderung durchgemacht hatten bzw. schon primär falsch implantiert wurden. Bei 40 Schäften ließ sich radiologisch feststellen, wie sie implantiert wurden. In 4 Fällen wurde das Implantat schon fehlerhaft eingesetzt (4 Mal varisch implantiert). 4 Mal zeigte sich eine Migration schon innerhalb des ersten postoperativen Jahres (2 – 5mm).

31 Mal wurde der Schaft korrekt implantiert und trotzdem zeigten sich bei 43% zum Zeitpunkt der Revision Migrationen dieser Implantate zwischen 2 mm und >5 mm und 10 varische Verkipnungen.

Nach 10 Jahren hielten noch knapp 50% der optimal positionierten Implantate, 46% der varisierten und 10 – 40% der migrierten Schäfte.

Von den eingesunkenen Schäften waren, unabhängig von der Tiefe, 53 (84%) zementiert und 10 (16%) zementfrei (vgl. nichteingesunkene Schäfte: 37 (63%) zementierte vs. 22 (37%) zementfreie).

Von den im Verlauf insgesamt 45 varisch verkippten Implantaten waren 37 zementiert und 8 zementfrei verankert.

Es traten demnach die Fehlstellungen bevorzugt bei den zementierten Prothesen auf.

Zusätzlich zu den Fehlpositionierungen waren noch insgesamt bei den 122 Revisionsschäften 9 Köcherbrüche, 7 periprothetische Frakturen, 5 Schaftbrüche und 2 Kortikalisperforationen zu verzeichnen.

#### 4.2 Einflussfaktoren auf die Überlebensrate von Pfannenimplantaten

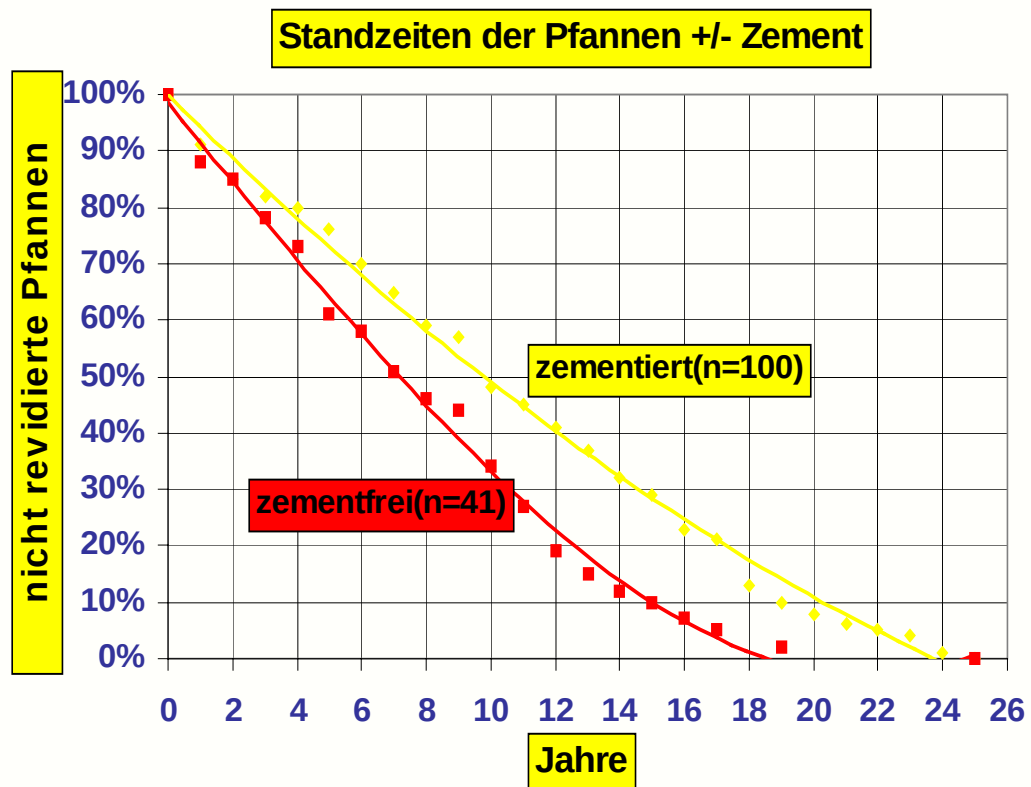
Bei den 141 Pfannen (100 zementierte und 41 zementfreie) wurden die gleichen Einflussgrößen wie bei den Schäften untersucht und graphisch ausgewertet.

Für die Haltbarkeit spielte hier neben der Verankerungstechnik, anders als zuvor bei den Schäften, auch die Materialauswahl eine wesentliche Rolle.

##### 4.2.1 Standzeit je nach Verankerungstechnik

Die folgende Abbildung 33 zeigt die Standzeiten der zementierten und zementfreien Pfannenimplantate.

Abb.33.:

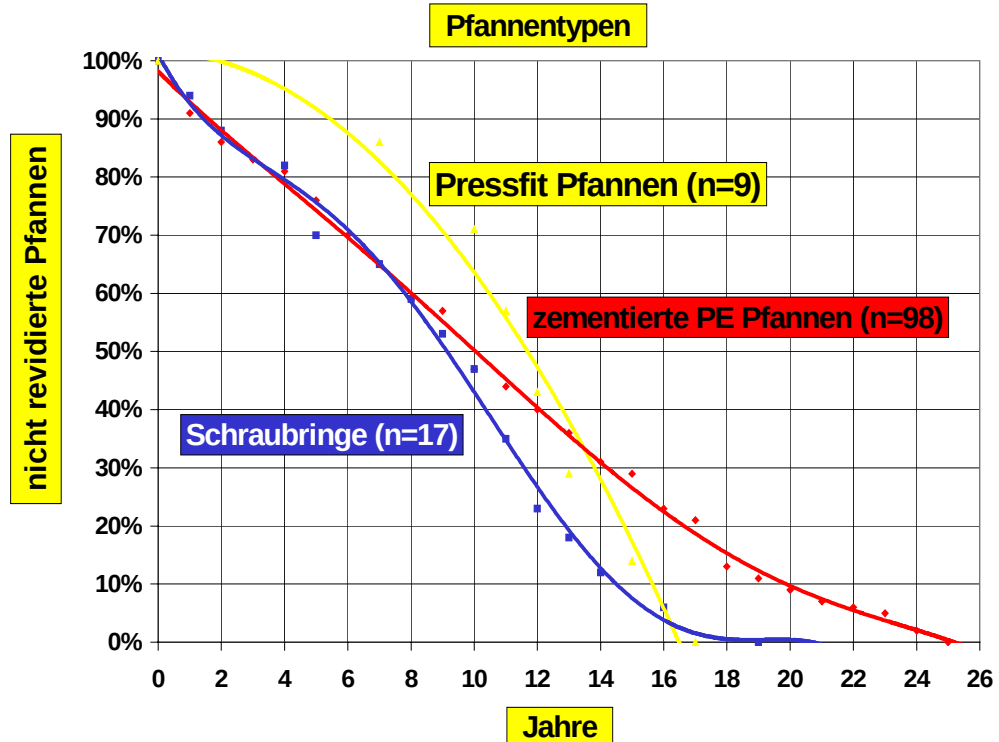


Es zeigte sich eine durchschnittlich längere Standzeit der zementierten Pfannen.

Nach 10 Jahren hielten noch 50% der zementierten Pfannen, von den zementfreien nur noch 35%. 50% der zementfreien Pfannen hielten bis zu 7 Jahren.

#### 4.2.2 Standzeiten der verschiedenen Pfannentypen.

Abb.34.:



50% der Pressfit Pfannen hielten bis zu 12 Jahren, wohingegen bei den anderen Implantattypen 50% der Pfannen nur 9 – 10 Jahre hielten.

Die potentiell längsten Standzeiten erreichten jedoch die hemisphärischen zementierten PE Pfannen mit Standzeiten bis zu 25 Jahren.

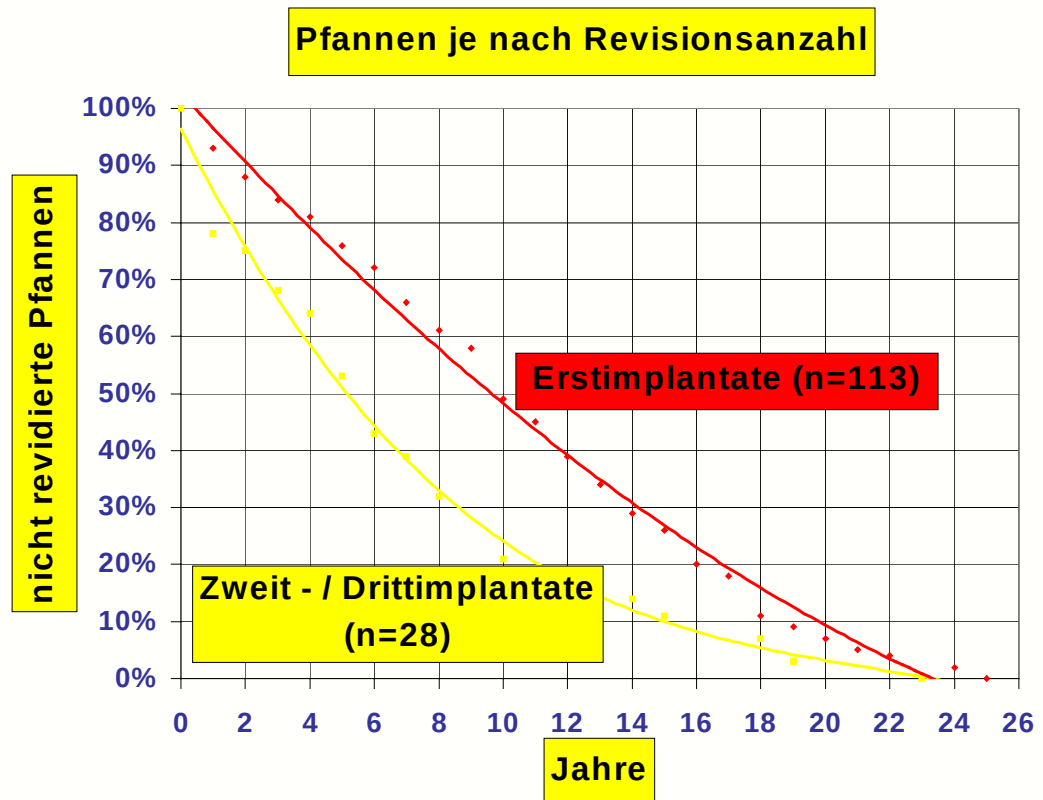
Bis zu 12 Jahren nach Implantation zeigten die Pressfit Pfannen die geringsten Revisionsraten; bei längerer Standzeit stieg jedoch deren Versagerrate drastisch an, so dass nur mit den zementierten PE Pfannen Standzeiten über 20 Jahre erreicht werden konnten.

Die Schraubringe liegen mit ihren Standzeiten weit unter denen der anderen zwei Implantattypen.

#### 4.2.3 Standzeit je nach Revisionsanzahl

In der folgenden Abbildung 35 sind die Standzeiten der erstimplantierten Pfannen sowie der revidierten Pfannen graphisch dargestellt.

Abb.35.:



Es zeigte sich ein vergleichbares Ergebnis wie bei den Schäften.

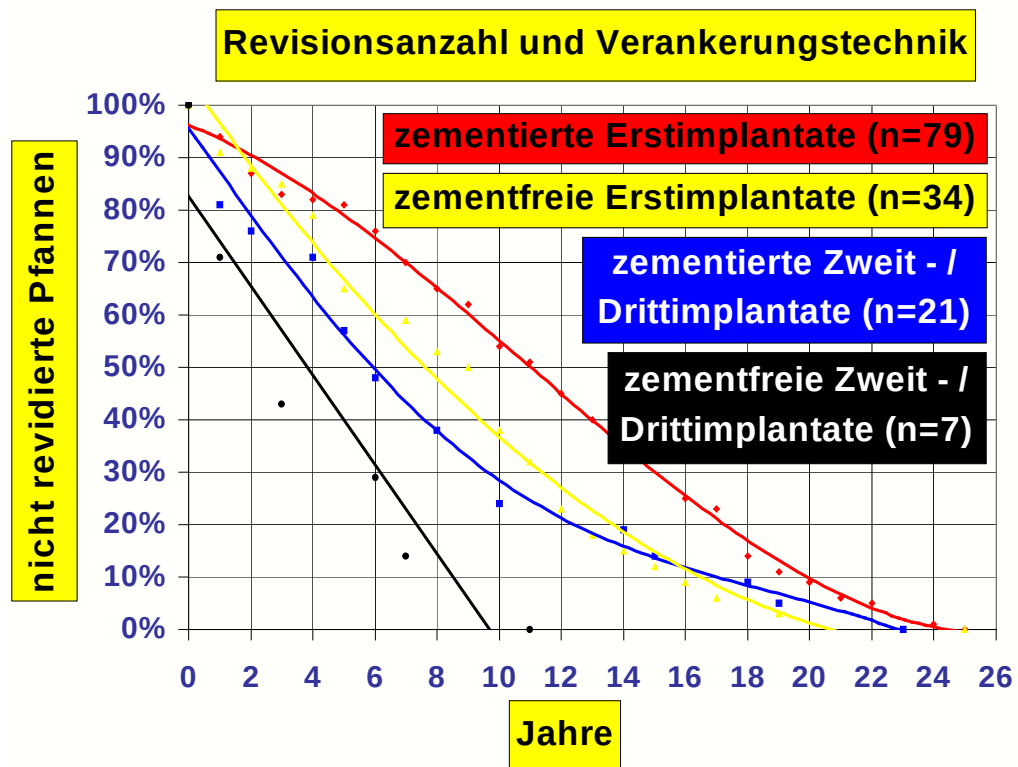
Auch hier hielten alle Erstimplantate durchschnittlich 2-5 Jahre länger als Zweit- und Drittimplantate.

50% der Primärimplantate hielten noch nach 10 Jahren verglichen mit nur 25% stabiler Revisionspfannen nach 10 Jahren.

#### 4.2.3 a Standzeit je nach Revisionsanzahl und Verankerungstechnik

Im folgenden Graphen wurden die Standzeiten bei Erstimplantation – und Revisionen, wie auch zuvor bei den Schäften, getrennt für zementierte und zementfreie Pfannen untersucht und aufgetragen.

Abb.36.:



Diese Abbildung zeigt ein vergleichbares Ergebnis wie die Abbildung 29 (Schäfte).

Alle Zweit-oder Drittimplantate, zementiert oder zementfrei, hielten weniger lang als Erstimplantate.

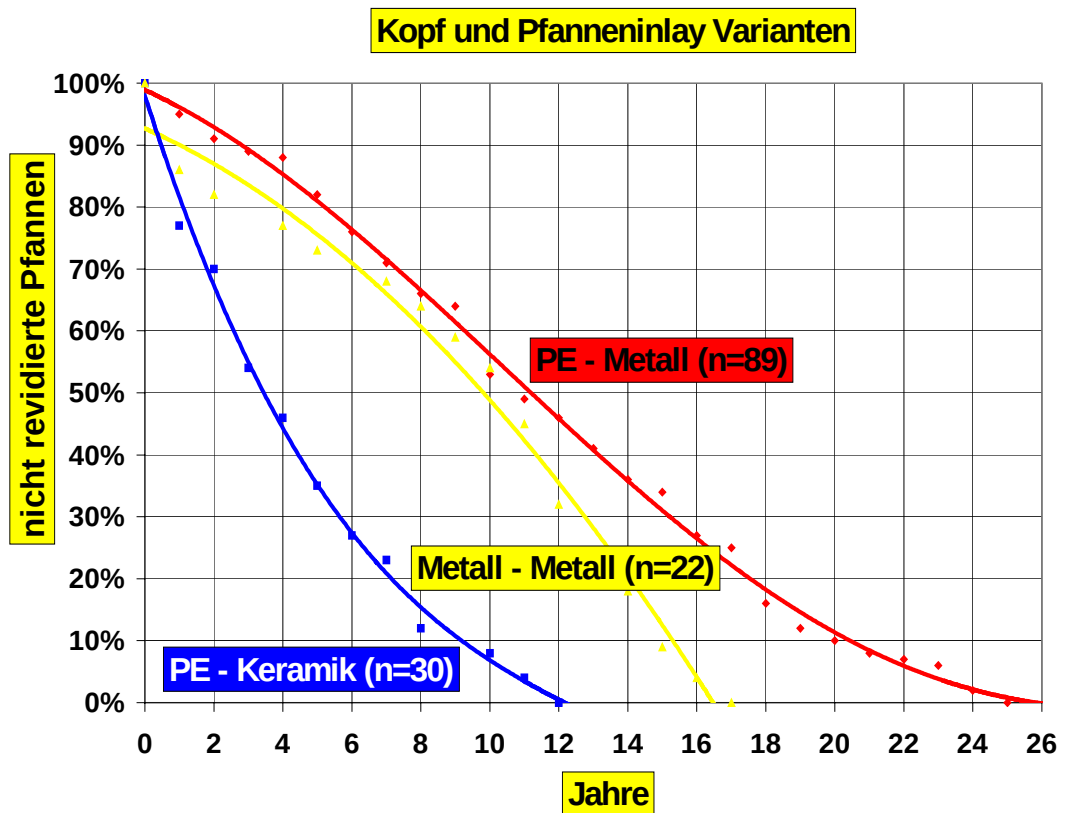
Unabhängig von der Anzahl der Revisionen hielten die zementierten Pfannen durchschnittlich länger als die zementfreien.

Bei den Erstimplantaten lag die durchschnittliche Standzeit der zementierten Pfannen bei 11 Jahren; im Vergleich dazu bei den zementfreien bei 8 Jahren.

Bei den mehrfach gewechselten Pfannen war das Verhältnis ähnlich. An der 50% Grenze zeigten sie Standzeiten von 6 (zementierte Pfannen) zu 4 Jahren (zementfreie).

#### 4.2.4 Standzeit je nach Gleitmaterialpaarung (Kopf und Pfanneninlay)

Abb.37.:



Es zeigte sich, dass 50% der Pfannen mit Polyethylen (PE) – Metall und Metall – Metall Paarungen 11,5 bzw. 10 Jahre hielten.

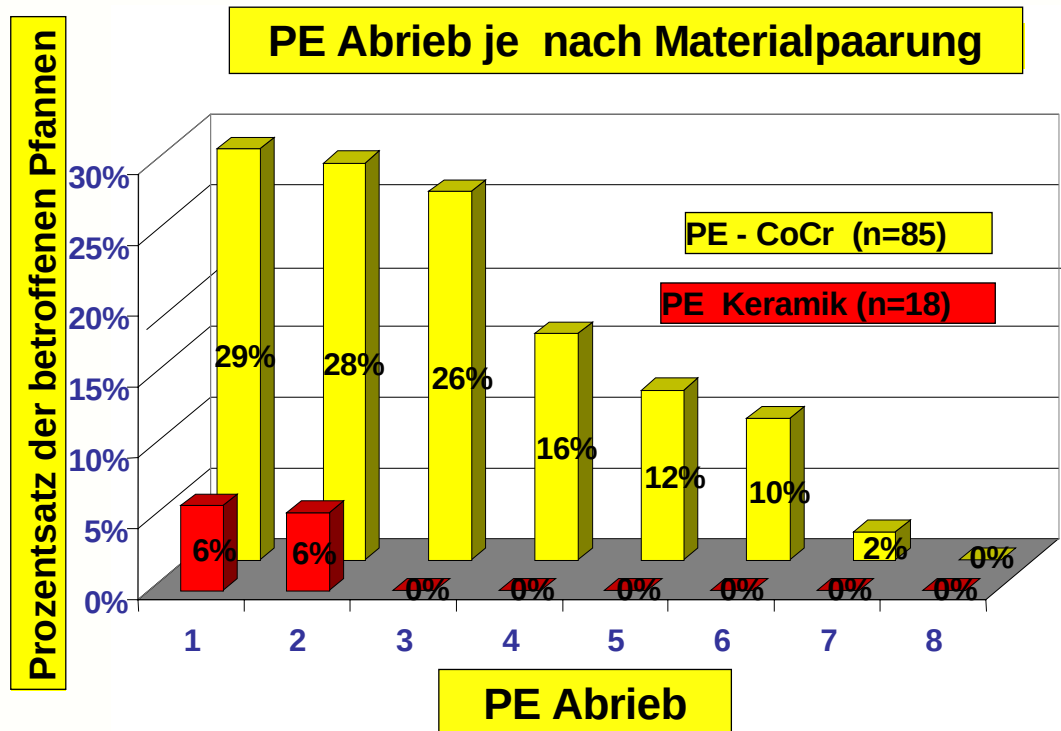
Von den Pfannen mit PE - Keramik Paarung hielten 50% nur 3 Jahre lang.

Nach 10 Jahren hielten weniger als 10% der PE– Keramik Paarungen und noch 50 – 60% der Paarungen mit Metall.

Betrachtete man nun aber den Zusammenhang der obigen Materialpaarungen bezüglich des im Laufe der Tragezeit entstehenden PE Abriebs, so kam man zu dem in Abbildung 38 dargestellten Ergebnis.

#### 4.2.5 PE Abrieb je nach Gleitmaterialpaarung

Abb.38.:



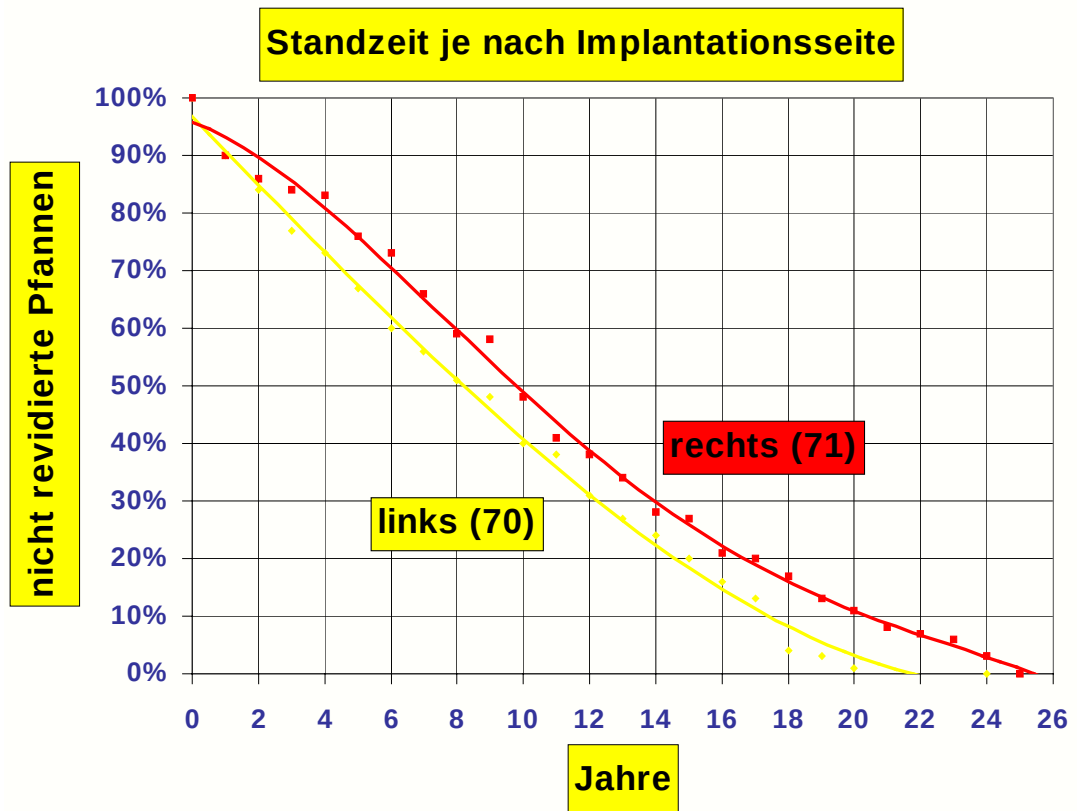
Von den 85 PE (Inlay) – CoCr (Kopf) - Paarungen (4 x PE – Titan nicht miteinbezogen) zeigten 29% PE Abriebe von 1mm und 10% Abriebe bis zu 6mm.

Von den 18 beurteilbaren PE – Keramik – Paarungen (12 von den insgesamt 30 hatten ein PE Inlay mit Metallummantelung, so dass der Abrieb im zweidimensionalen Röntgenbild nur äusserst eingeschränkt messbar war), zeigte sich nur bei einer Pfanne ein Abrieb von 2mm.

#### 4.2.6 Standzeit je nach Implantationsseite

Wie auch bei den Schäften zuvor, wurden die Standzeiten der rechts – bzw. linksimplantierten Pfannen miteinander verglichen.

Abb.39.:



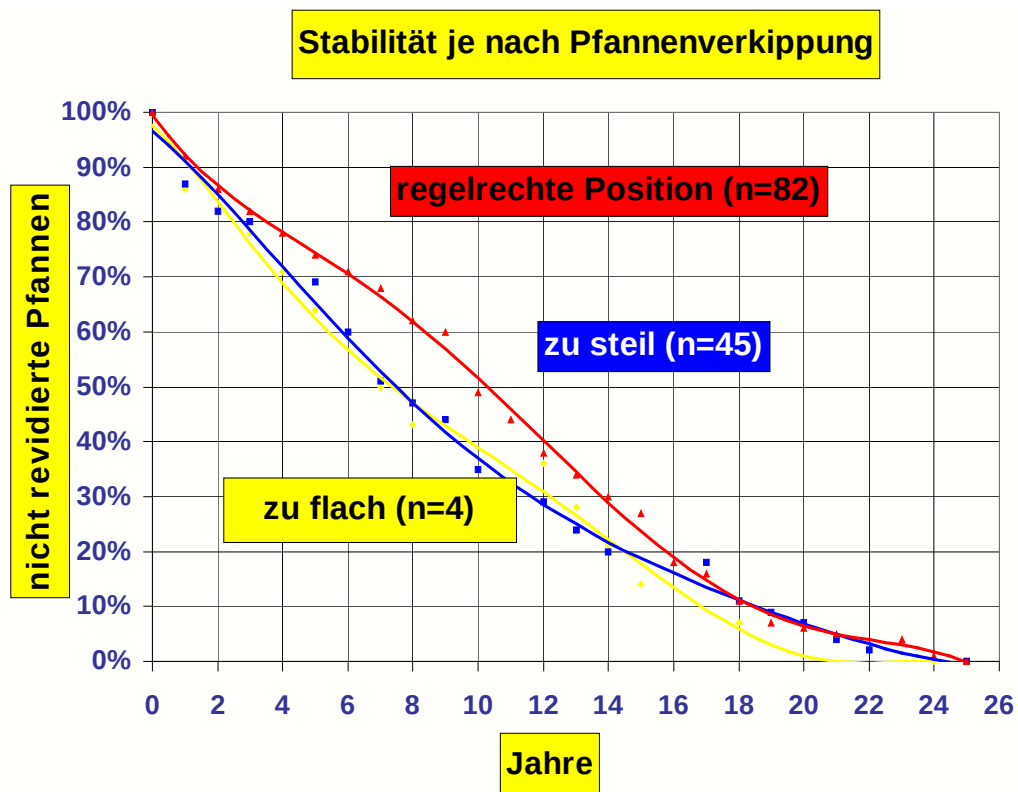
Es zeigte sich ein ähnliches Ergebnis wie bei den Schäften. Auch hier fiel eine bessere Implantatstabilität auf der rechten als auf der linken Seite auf.

50% der Pfannen hielten rechts 10 Jahre, links nur 8 Jahre. Durchschnittlich fielen alle Standzeiten links 5 – 12 % schlechter aus als rechts.



#### 4.2.7 Fehlpositionierungen der Pfannen vor der Revision

Abb.40.:



Die längsten Standzeiten erreichten die optimal positionierten Pfannen.

50% der gut positionierten Pfannen hielten bis zu 10 Jahren.

Die fehlpositionierten Pfannen hielten an dieser 50% Grenze nur 7 Jahre.

Unabhängig von der Art der Fehlstellung (Steiltyp oder Flachtyp) fielen Standzeiten der verkippten Pfannen 1 - 2 Jahre niedriger aus als die der regelrecht positionierten Pfannen.

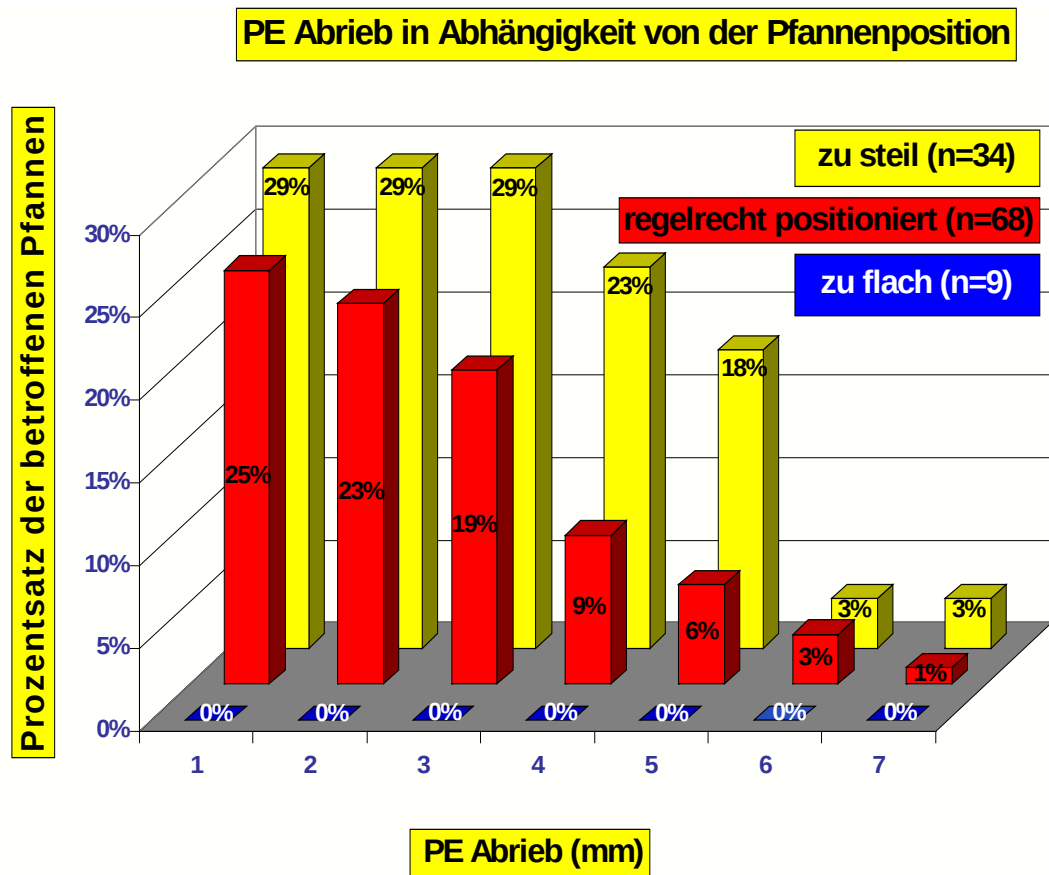
68% der verkippten Implantate und 73% der optimal positionierten Pfannen waren zementiert.

7 der verkippten Pfannen wurden schon falsch positioniert implantiert.

Zusätzlich zeigten sich 5 Pfannenbrüche, 7 Pfannenluxationen und 3 Pfannenprotrusionen.

#### 4.2.8 PE Abrieb je nach Pfannenposition (Steiltyp, Flachtyp, Normalpositioniert)

Abb.41.:



Der ausgeprägteste Pfannenverschleiß trat bei zu stark vertikal positionierten Pfannen auf.

29% der im Steiltyp verkippten Pfannen zeigten einen PE Abrieb von 1-3 mm und 18% einen Abrieb bis zu 5 mm.

Bei den im Flachtyp fehlpositionierten Pfannen zeigte sich gar kein PE Abrieb.

Die regelrecht positionierten Implantate zeigten in 19% der Fälle Abriebe bis zu 3 mm und in 25% der Fälle Abriebe von 1mm.

#### 4.3 Patientencharakteristika

##### 4.3.1 Standzeit je nach Gewichtsklasse der Patienten

Abb.42.:

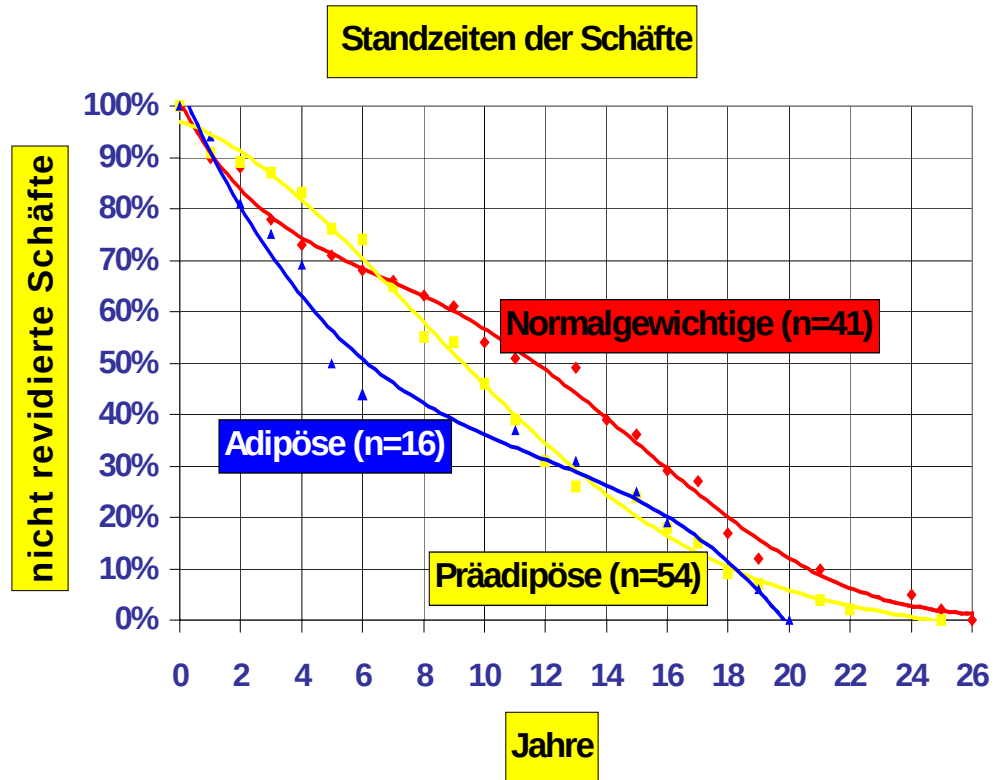
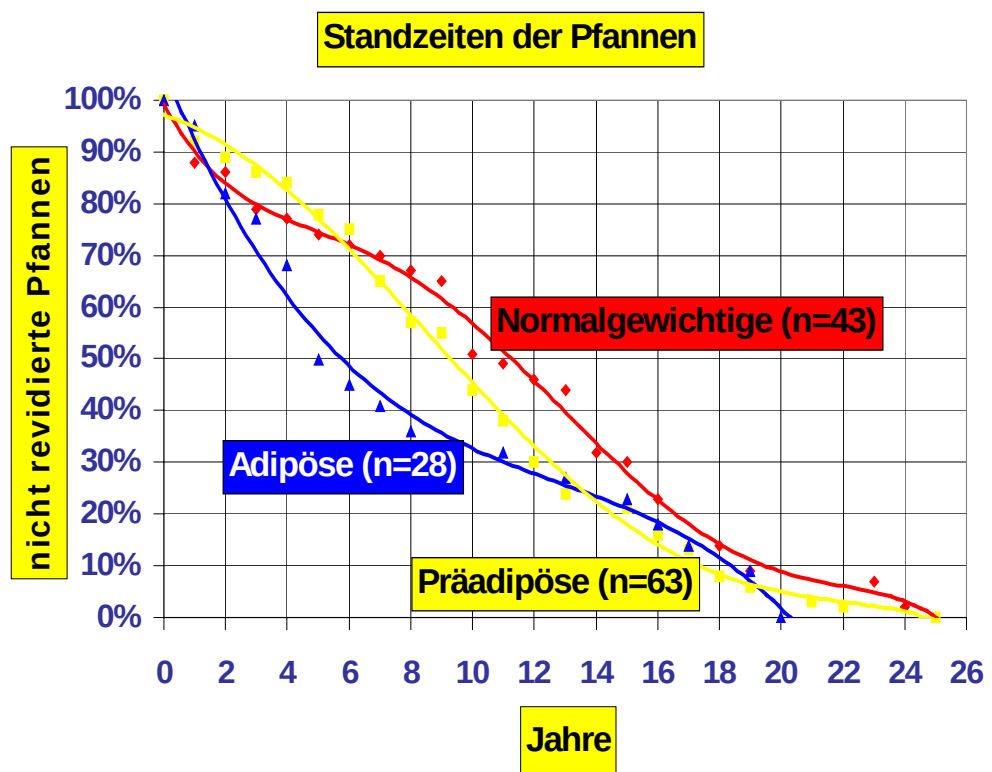


Abb.43.:



Diese beiden Abbildungen zeigen nahezu die gleichen Ergebnisse für die Schäfte und Pfannen.

Bei den Schäften konnte (wegen fehlender Patientendaten) von den 122 revidierten Schäften nur von insgesamt 111 Patienten der BMI errechnet werden. So konnten 41 Schäfte normalgewichtigen, 54 Schäfte präadipösen und 16 Schäfte adipösen Patienten zugeordnet und in Bezug auf ihre Standzeit graphisch ausgewertet werden.

Bei den Pfannen war die Verteilung auf die Gewichtsklassen sehr ähnlich.

Es konnte insgesamt von den 141 revidierten Pfannen bei 134 Patienten der BMI errechnet werden. So ergaben sich in den drei Gruppen 43 normalgewichtige, 63 präadipöse und 28 adipöse Patienten, deren Pfannenstandzeiten graphisch ausgewertet werden konnten.

Die Abbildungen 42 und 43 werden hier gemeinsam ausgewertet, da sie sich unwesentlich voneinander unterscheiden.

Beide Graphen zeigen eine bei den Normalgewichtigen durchschnittlich 10-20% längere Standzeit als bei präadipösen und adipösen Patienten.

50% der Implantate hielten je nach Gewichtsklasse 11 (normal), 9 (präadipös) bzw. 6 (adipös) Jahre lang.

Nach 10 Jahren hielten noch 55%, 45% bzw. 35% der Implantate je nach BMI.

Es konnte weiter festgestellt werden, dass bei den zementierten Schäften Übergewicht einen stärkeren Einfluß auf die Tragezeit hatte als bei den zementfreien. 50% der zementierten Schäfte bei Normalgewichtigen hielten 11 Jahre, bei Präadipösen 9 und bei Adipösen 7 Jahre.

Bei den zementfreien Schäften zeigten sich geringere Schwankungen bezüglich der Gewichtsklasse mit Standzeiten von 8, 9 und 5,8 Jahren.

Bei den Pfannen verhielt es sich ähnlich. Bei zementierter Technik zeigten sich bei Normalgewicht ebenfalls bessere Standzeiten. Die Standzeiten wurden durch Übergewicht bis zu 3 (präadipös) bzw. 5 Jahren (adipös) verkürzt.

Bei den zementfreien Pfannen erwies sich ein leichtes Übergewicht als tolerabel, teilweise sogar begünstigend. Die Durchschnittshaltbarkeiten verkürzten sich nur bei großem Übergewicht.

#### 4.3.2 Standzeit je nach Geschlecht der Patienten

Abb.44.:

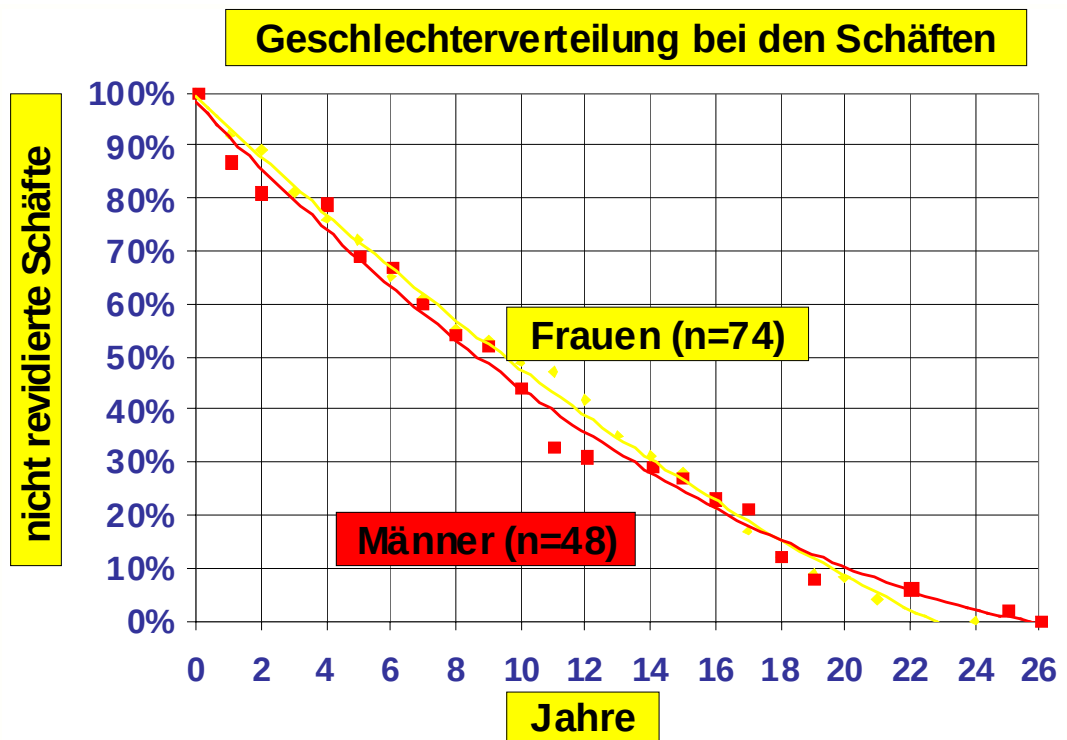
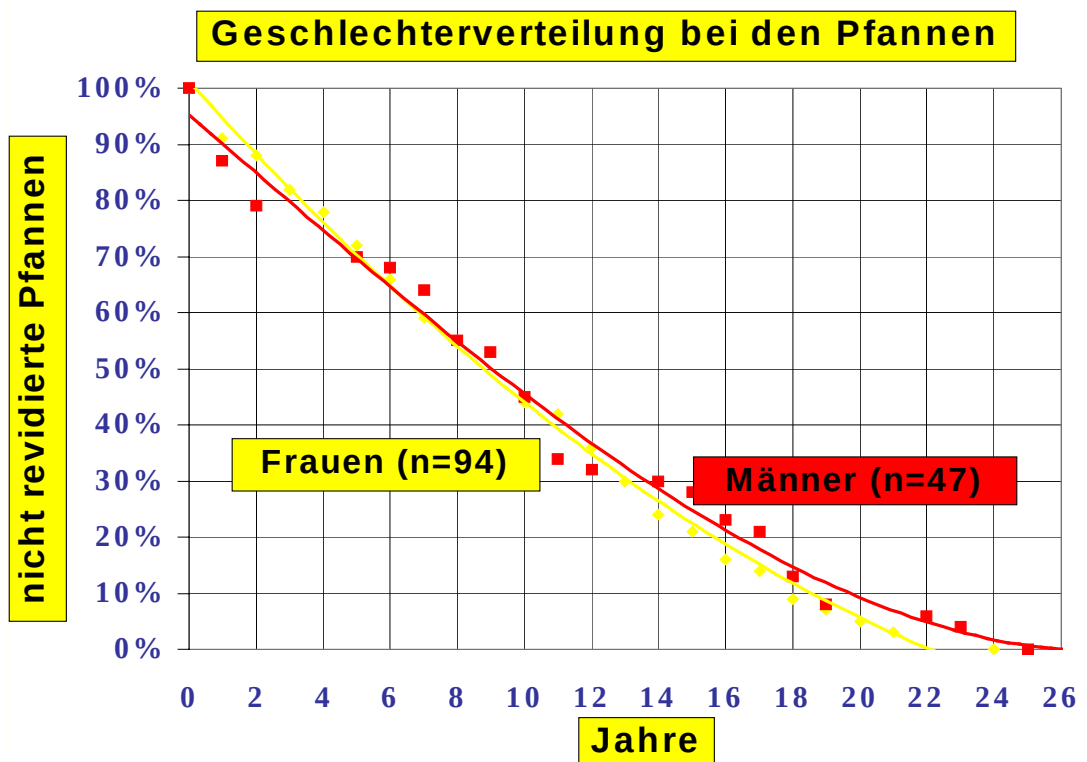


Abb.45.:



Bezüglich des Geschlechts der Patienten zeigten sich nur geringe Standzeitunterschiede.

Bei den Schäften ergaben sich mit Differenzen von weniger als 1 Jahr unwesentlich bessere Standzeiten bei Frauen als bei Männern.

Betrachtete man beide Geschlechter verankerungsspezifisch, so kam man zu folgenden Durchschnittswerten :

**Schäfte:**

**Zementiert**

Frau 10,9 Jahre

Mann 10,2 Jahre

**Zementfrei**

Frau 8,6 Jahre

Mann 10,6 Jahre

Bei zementierten Schäften lagen die Haltbarkeiten in beiden Fällen bei ca. 10 Jahren (quasi geschlechtsunabhängig).

Nur die zementfreie Variante hielt bei Frauen weniger lang.

Bei den Pfannen zeigten sich verankerungsunspezifisch durchschnittlich gleich gute Ergebnisse bei Männern und Frauen.

An der 50% Grenze hielten die Pfannen unabhängig vom Geschlecht durchschnittlich 9 Jahre. Nach 10 Jahren war die Differenz der nicht revidierten Pfannen bei Frauen und Männern mit 45% bzw. 44% minimal.

Verglich man nun wie bei den Schäften die durchschnittlichen Standzeiten bei zementierten und zementfreien Pfannen unter geschlechtsspezifischem Gesichtspunkt, so kam man zu folgenden Ergebnissen :

**Pfannen:**

**Zementiert**

Frau : 11,4Jahre

Mann : 9,5 Jahre

**Zementfrei**

Frau : 6,6 Jahre

Mann : 11,4 Jahre

Durchschnittlich lagen die Standzeiten bei ca. 10,5 Jahren. Nur die Standzeit der zementfreien Pfannen lag mit 6,6 Jahren für Frauen deutlich unter dem Durchschnitt.

#### 4.3.3 Standzeit je nach Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Schaftimplantation

Abb.46.:

| Altersgruppe           | allgemein  | zementiert    | zementfrei   |
|------------------------|------------|---------------|--------------|
| <b>31 - 40 Jahre</b>   | 14,5 Jahre | ? (n=3)       | ? (n=4)      |
| <b>41 - 50 Jahre</b>   | 11,5 Jahre | 11,3 J.(n=6)  | 11,8 J.(n=5) |
| <b>51 - 60 Jahre</b>   | 13,4 Jahre | 14 J. (n=31)  | 9,9 J. (n=5) |
| <b>61 - 70 Jahre</b>   | 9,7 Jahre  | 10,4 J.(n=40) | 6,3 J. (n=8) |
| <b>70 &gt;80 Jahre</b> | 5,1 Jahre  | 4,9 J. (n=19) | ? (n=1)      |

Diese Tabelle zeigt, dass die beste durchschnittliche Standzeit, unabhängig von der Verankerungstechnik, im Alter von 31 – 40 und 51 – 60 Jahren lag. Bei den *zementierten* Prothesenschäften war die Standzeit bis zum Alter von 70 Jahren länger als 10 Jahre.

Bei den *zementfreien* existierte nur in den Altersgruppen 41 – 50 Jahre eine Tragezeit von über 10 Jahren.

Die zementierten Schäfte gewährleisteten demnach für ein grösseres Patientenkollektiv zufriedenstellende Standzeiten .

Zementfreie Implantate erzielten nur bei jüngeren Patienten gute Resultate.

#### 4.3.4 Standzeit je nach Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Pfannenimplantation

Abb.47.:

| Altersgruppe          | allgemein  | zementiert    | zementfrei   |
|-----------------------|------------|---------------|--------------|
| <b>30-40 Jahre</b>    | 14,3 Jahre | ? (n=2)       | ? (n=4)      |
| <b>41-50 Jahre</b>    | 10,5 Jahre | 10,1 J.(n=9)  | 11,8 J.(n=5) |
| <b>51-60 Jahre</b>    | 12,5 Jahre | 14,4 J.(n=27) | 9,2 J.(n=16) |
| <b>61-70 Jahre</b>    | 10,2 Jahre | 10,7 J.(n=41) | 7,3 J.(n=7)  |
| <b>71&lt;80 Jahre</b> | 4,6 Jahre  | 5,7 J.(n=20)  | 3,7 J.(n=9)  |

Diese Tabelle zeigt ähnliche Resultate wie die Abbildung 46.

Die besten durchschnittlichen Standzeiten lagen unabhängig von der Verankerungstechnik in den Altersgruppen 31 – 40 und 51 – 60 Jährige.

Bei den *zementierten* Pfannen (hemisphärische PE Pfannen) hielten die Implantate bei bis zu 70 Jährigen länger als 10 Jahre.

Bei den *zementfreien* Pfannen (Schraubringe, Pressfit Pfannen) wurden 10 Jahre nur bei den 41 – 50 Jährigen erreicht.

Die zementierte Technik erfasste auch hier wie bei den Schäften ein größeres Patientenkollektiv, als die zementfreie.

Die zementfreie Technik führte auch hier nur bei jüngeren Patienten zu guten Ergebnissen.

Unabhängig von der Verankerungstechnik war die Standzeit der Implantate (Schäfte und Pfannen) bei Patienten von über 70 Jahren nur durchschnittlich 5 Jahre lang.



Im Folgenden wurden die 5 häufigst vertretenen Schäfte und 3 Pfannen dieser Studie getrennt voneinander näher betrachtet.

#### 4.4 Überlebensrate von typengleichen Schaftimplantaten

##### 4.4.1 Die Standzeit jedes einzelnen Schafttyps

Die Abbildung 48 - 50 zeigen die Studienergebnisse der ABG Schäfte  
Abb.48. :

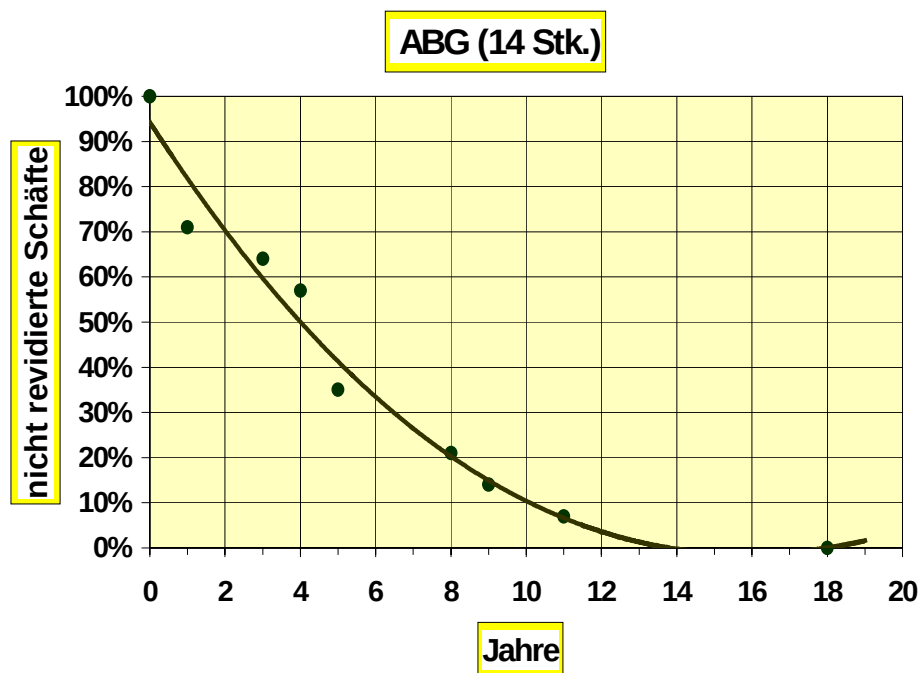
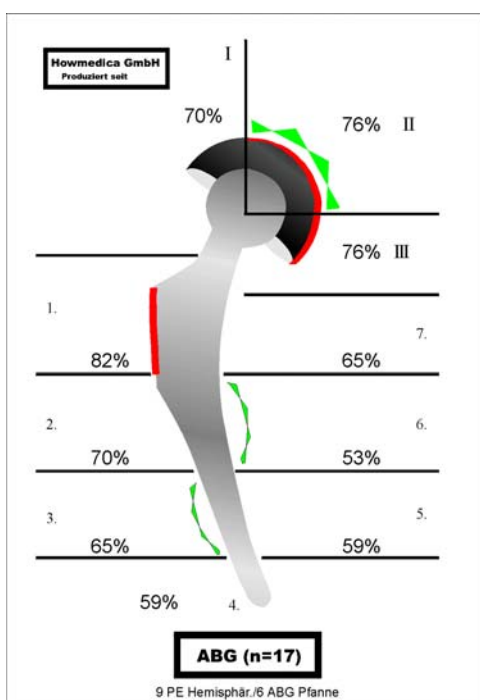


Abb.49.:

Abb.50.:



Die Abbildung 48 zeigt die Standzeiten von 8 zementierten und 6 zementfreien anatomischen ABG Schäften.

Von den insgesamt 17 in der 10-Jahresstudie enthaltenen Schäften wurden hier nur die revidierten (14) berücksichtigt.

65% der Schäfte (8 Stk.) hielten weniger als 5 Jahre. Von diesen waren 6 im Verlauf varisch verkippt, drei 2-5mm und einer mehr als 5mm axial migriert.

Zwei Köcherbrüche (nach 0,5 und 1 Jahr) und eine Fehlimplantation bei Erstrevision erklärten weiter die frühzeitige Lockerung.

Das Geschlechtsverhältnis Frau - Mann lag bei 7:2 und der BMI mit 27 im präadipösen Bereich.

Es ließ sich keine Korrelation der Standzeit zur Grunderkrankung feststellen.

Die Implantationen der kurzlebigen Schäfte lagen zwischen 1990 - 2000.

14% der ABG Schäfte (2) hielten länger als 10 Jahre (1 zementiert und 1 zementfrei). In beiden Fällen handelte es sich um Primärimplantate.

Der Schaft mit der größten Haltbarkeit (zementiert) war weder migriert noch varisch verkippt; der andere (zementfrei) war schon mehr als 5mm migriert.

Die Abbildung 49 zeigt die Hauptlyse – und Knochendefektzonen der ABG Schäfte und der dazugehörenden Pfannen innerhalb dieser Studie.

So traten Lysesäume bevorzugt subtrochantär auf und die Knochendefekte medial und lateral diaphysär.

Bei den Pfannen (9 hemisphärische PE Pfannen und 5 ABG Pfannen) war der mediale Pfannengrund häufig zerstört; die Lysesäume vor allem in der DeLee Zone II und III lokalisiert.

Abbildung 50 zeigt ein radiologisches Beispiel der gelockerten ABG Schäfte dieser Studie.

Die Abbildung 51 - 53 zeigen die Studienergebnisse der Charnley – Müller Schäfte.

Abb.51.

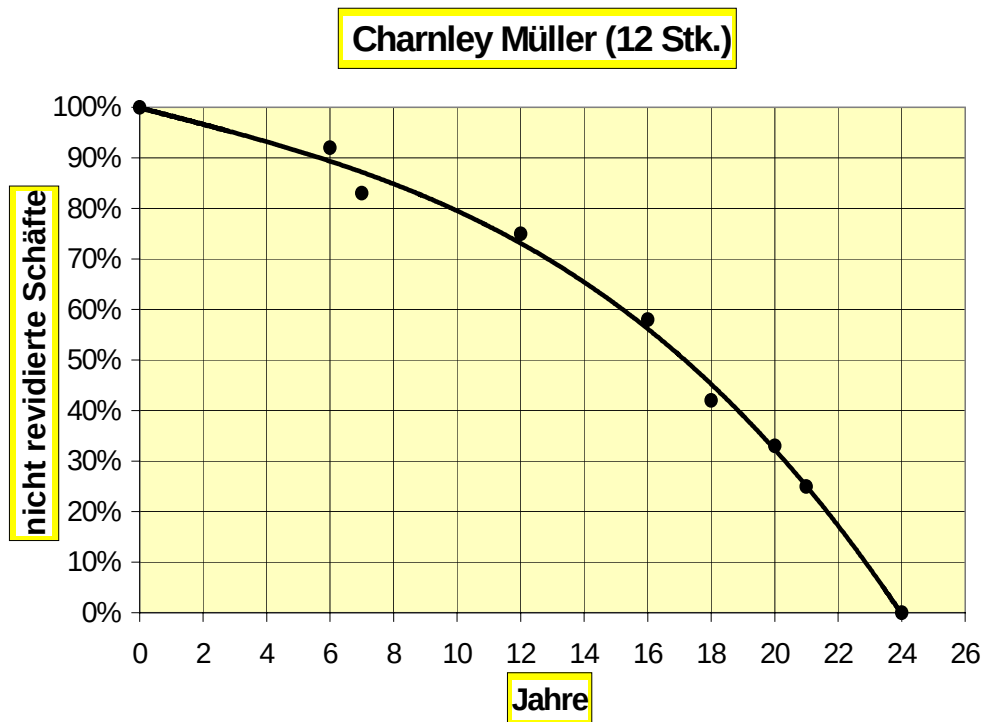


Abb.52.:

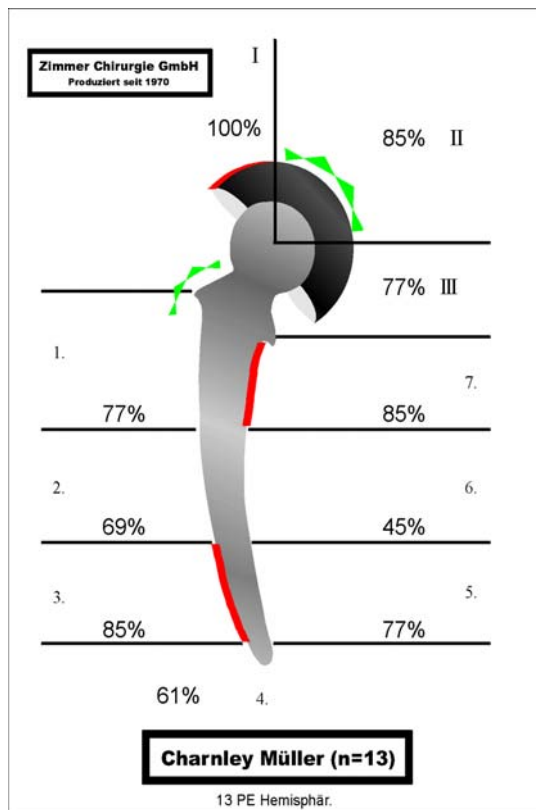


Abb.53.:



Die Abbildung 51 zeigt die Standzeiten der geraden zementierten Charnley Müller Schäfte.

Von den insgesamt 13 in der 10-Jahresstudie enthaltenen Schäfte sind hier nur die revidierten (12) aufgetragen.

Es zeigt sich eine flache Revisionsrate bis 15 Jahre post implantationem, die danach ansteigt.

78% der Charnley Müller Schäfte erreichten die 10 Jahres Haltbarkeitsgrenze und bei 16 Jahren post implantationem waren immer noch 50% nicht revidiert. Von den 22% mit weniger als 10 Jahren Standzeit war ein Schaft erstrevidiert und fehlimplantiert worden.

Die Patienten waren alle männlichen Geschlechts.

Im Vergleich dazu waren die länger als 10 Jahre haltenden Schäfte alle bei Frauen implantiert worden und Erstimplantationen.

Alle 12 Schäfte waren aus einer CoCr Legierung, zementiert verankert und zwischen 1971 - 1984 eingesetzt worden.

Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 56 Jahren. Der Body Mass Index (BMI) lag mit 24 im normalgewichtigen Bereich.

Eine Korrelation zwischen Standzeit und Grunderkrankung ließ sich in dieser auf n=12 begrenzten Fallstudie nicht nachweisen.

Zwei Schäfte (18 und 24 Jahre Standzeit) zeigten nativradiologisch einen Zementköcherbruch.

Wie zuvor bei den ABG Schäften zeigt die Abbildung 52 die Hauptlyse bzw. Knochendefektzonen der Charnley – Müller Schäfte und dazugehörenden Pfannen dieser Studie.

Die Lysesäume traten bevorzugt lateral diaphysär an der Schaftspitze auf und in der Gruen Zone 7. Knochendefekte zeigten sich vor allem pertrochantär.

Bei den 12 hemisphärischen PE Pfannen traten Lysesäume bevorzugt in der DeLee Zone I auf; der Knochendefekt am medialen Pfannengrund.

Die Abbildung 53 zeigt ein radiologisches Beispiel der gelockerten Charnley – Müller Schäfte.

Die Abbildungen 54 - 56 zeigen die Studienergebnisse der Lubinus SP II Schäfte.

Abb.54.:

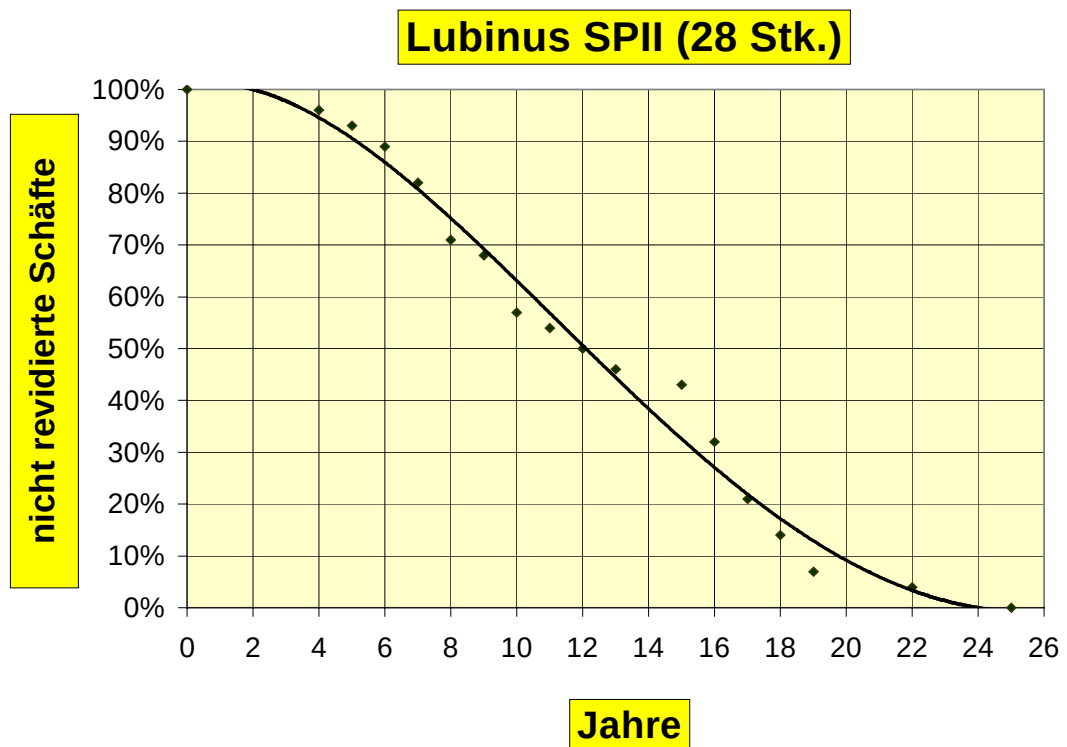


Abb.55.:

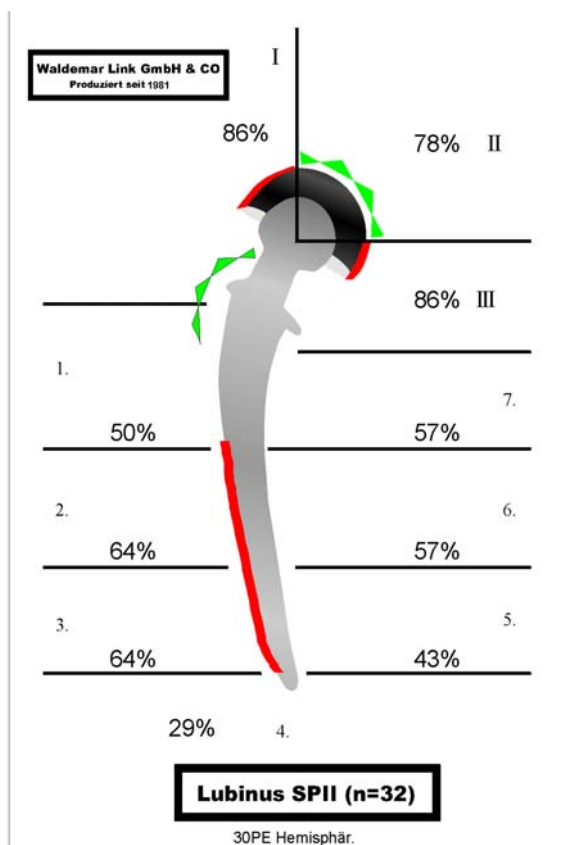


Abb.56.:



Die Abbildung 54 zeigt die Standzeit von 28 anatomischen, zementierten Lubinus SP II Schäften.

Von den insgesamt 32 in der Studie enthaltenen Schäften sind hier nur die revidierten (28) aufgetragen. Die restlichen vier Schäfte hielten über den beobachteten Zeitraum hinaus und wurden daher nicht mit ausgewertet.

9 Schäfte hielten weniger als 10 Jahre. Davon waren 3 erstrevidiert, 6 varisch verkippt, drei 2-5 und einer >5mm migriert. Das Durchschnittsimplantationsalter der Patienten lag bei 75 Jahren, der BMI bei 25 und das Geschlechterverhältnis Frau zu Mann bei 4:5. Die Implantationen erfolgten zwischen 1980 - 1992.

Es zeigten sich bei 2 Schäften nativradiologisch nachweisbare Zementköcherbrüche und ein Mal eine periprothetische Fraktur.

19 Schäfte hielten über 10 Jahre lang. Dabei handelte es sich um 17 Erstimplantationen. Die Schäfte zeigten in 5 Fällen eine varische Verkipfung, in 6 eine Migration von >5mm und in ebenfalls 6 Fällen eine Migration von 2-5mm. Auch bei den Lubinus SP II Schäften mit Standzeiten über 10 Jahre fanden sich ein Zementköcherbruch und 2 periprothetische Frakturen. Das Geschlechterverhältnis Frau zu Mann lag bei 12:7 und der BMI mit 26 im präadipösen Bereich. Das Durchschnittsalter der Patienten lag zum Zeitpunkt der Implantation bei 67 Jahren.

Die Abbildung 55 zeigt die Hauptlyse- bzw. Knochendefektzonen der Lubinus SP II Schäfte und der dazugehörenden Pfannen dieser Studie.

Die Lysesäume zeigten sich bevorzugt lateral diaphysär in den Gruen Zonen 2 und 3. Ein Knochendefekt fand sich gehäuft pertrochantär.

Bei den 30 hemisphärischen PE Pfannen lag die Hauptlysezone in DeLee I und III; der mediale Pfannengrund war meist zerstört.

Die Abbildung 56 zeigt ein radiologisches Beispiel der gelockerten Lubinus SP II Schäfte.

Die Abbildungen 57 - 61 zeigen die Studienergebnisse der Müller Schäfte.

Abb.57.:

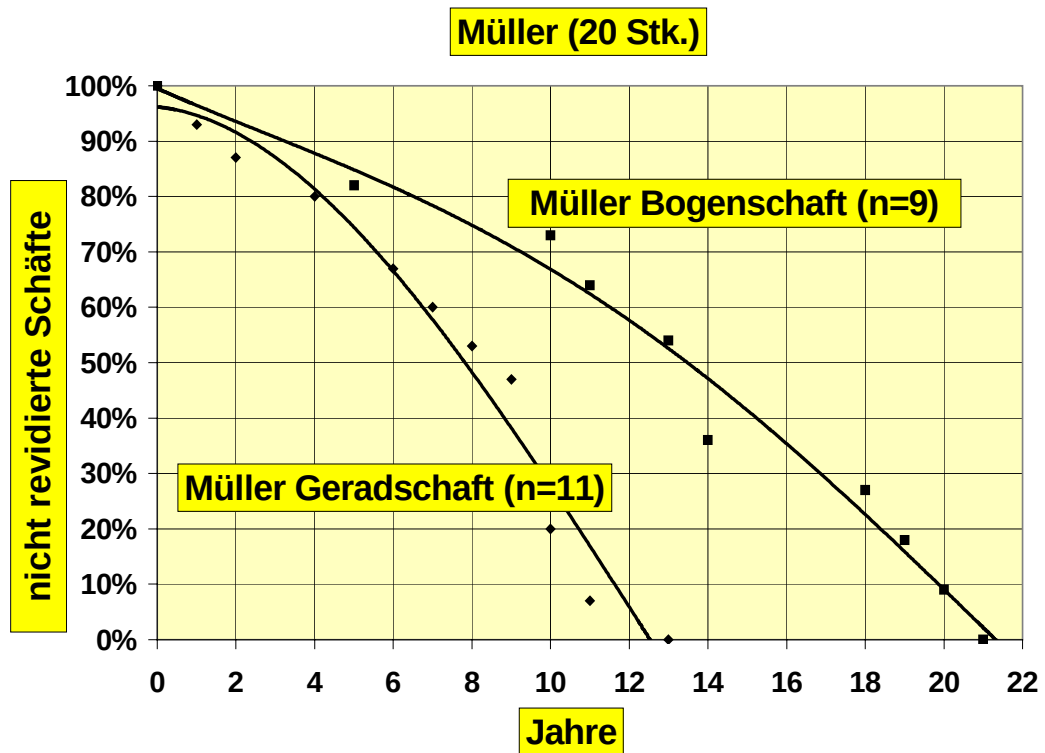


Abb.58.:

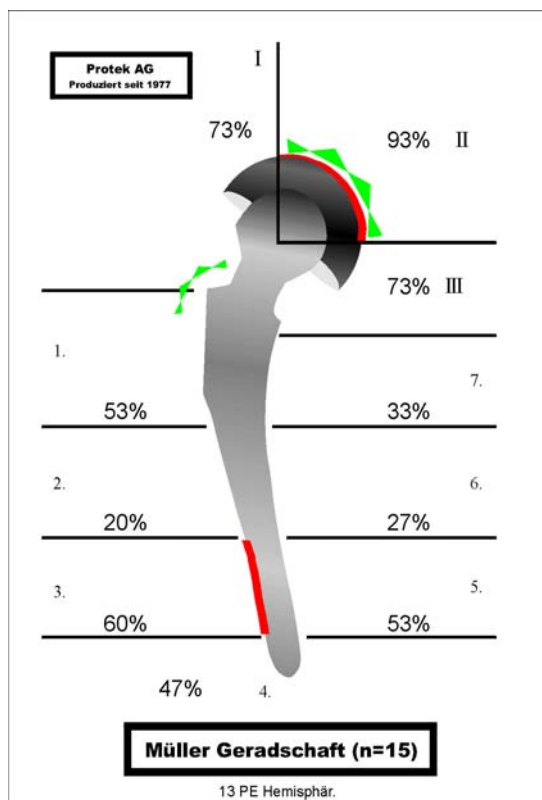


Abb.59.:

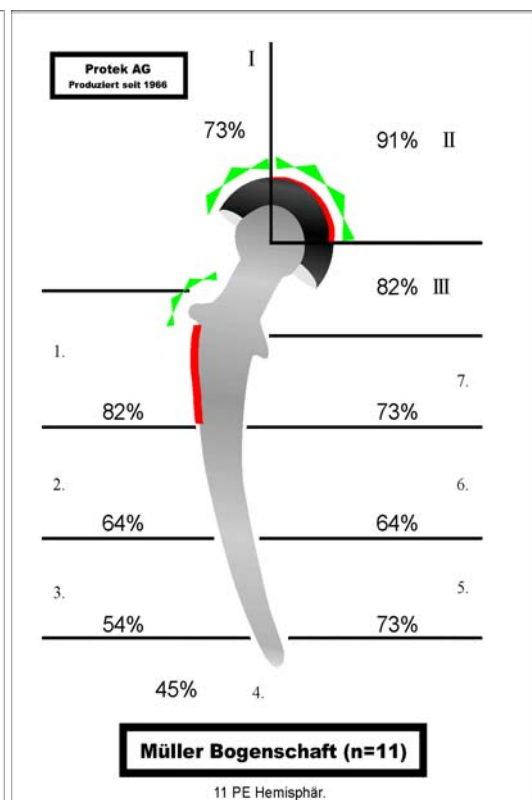


Abb.60.:



Abb.61.:



Die Abbildung 57 zeigt die Standzeiten von 9 gebogenen und 11 geraden zementierten Müller Schäften

Von den 26 insgesamt in der Studie enthaltenen Schäften sind hier nur 20 (die revidierten) ausgewertet worden.

Zwischen dem 4.ten und 6.ten Jahr wurden 6 Schäfte gewechselt. Von den 6 (30% der insgesamt in der Studie enthaltenen Müller Prothesen) war eine erstrevidiert, eine 2-5mm und eine mehr als 5mm axial migriert. Die Verteilung Frau : Mann war äquivalent mit 3:3. Die Implantationen erfolgten zwischen 1984 und 1994. Die Patienten hatten ein Durchschnittsalter von 64 Jahren. Der BMI lag mit 29 im präadipösen Bereich (Grenzbereich der Adipositas 1. Grades).

Unter den Schäften, die im 8. bis 14. Jahr post implantationen gewechselt wurden, gab es einen Erstrevisionsschaft, drei 2-5mm migrierte (2 variiert) und zwei mehr als 5mm migrierte Schäfte (1 variiert). Außerdem zeigten sich nativradiologisch zwei Schaftbrüche. Das Durchschnittsalter lag auch hier bei 64 Jahren und der BMI bei 25. Das Verhältnis Frau : Mann betrug 7:4. Die Implantationen erfolgten zwischen 1976 - 1986.



Die länger als 14 Jahre haltenden Müllerschäfte waren alles Erstimplantationen; zwei variiert und keiner migriert. Das Geschlechterverhältnis betrug 2:1 (Mann:Frau). Die Implantationen fanden in den Jahren 1971 - 1977 statt; der BMI lag bei 26 und das Durchschnittsalter bei 57 Jahren.

Die Abbildungen 58 und 59 zeigen die Hauptlyse – und Knochendefektzonen der Müllerschäfte (gebogen und gerade) und der dazugehörenden Pfannen innerhalb dieser Studie.

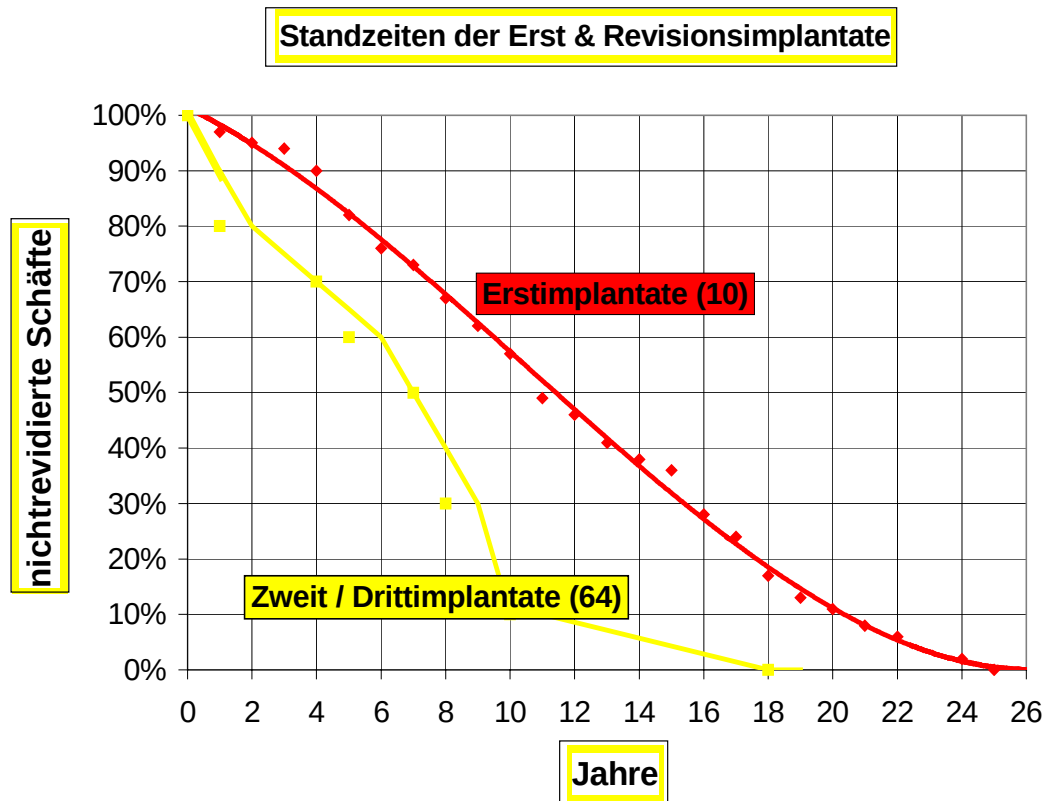
Die Lysesäume waren bei den Geradschäften vor allem an der Schaftspitze (Gruen Zone 3) lokalisiert; bei den gebogenen hingegen subtrochantär gelegen. Die Knochendefekte zeigten sich an beiden Schaftformen pertrochantär.

Bei den hemisphärischen PE Pfannen zeigten sich die Hauptlysesäume in der DeLee Zone 2 und die Knochendefekte am medialen Pfannengrund und kranialen Pfannenrand.

Abbildungen 60 und 61 zeigen radiologische Beispiele eines gelockerten bzw. eines im Konus gebrochenen Müllerschafte.

#### 4.4.2 Korrelation zwischen Revisionsanzahl und Standzeiten

Abb.62.:



In der Abbildung 62 sind die Standzeiten der Erstimplantate (von allen 5 Schafttypen) mit den revidierten Implantaten (aller 5 Typen) graphisch dargestellt..

Die Erstimplantate hielten zu 50% 12 Jahre; Zweit- und Drittimplantate nur 7 Jahre lang.

Dieser Graph zeigt verglichen mit der Abbildung 28, die die Standzeiten aller in der Studie revidierten Schäfte darstellt, durchschnittlich bessere Tragezeiten. (sowohl bei den Erstimplantaten (12 Jahre gegen 11 Jahre) als auch bei den Revisionsschäften (7 Jahre gegen 4 Jahre).

So hielten die 5 näher betrachteten Schäfte länger, als die anderen in der Studie vertretenen Schafttypen.

#### 4.4.3 Erstimplantate je nach Schafttyp:

Die Standzeiten der einzelnen Implantattypen betrugen an der **50% Grenze:**

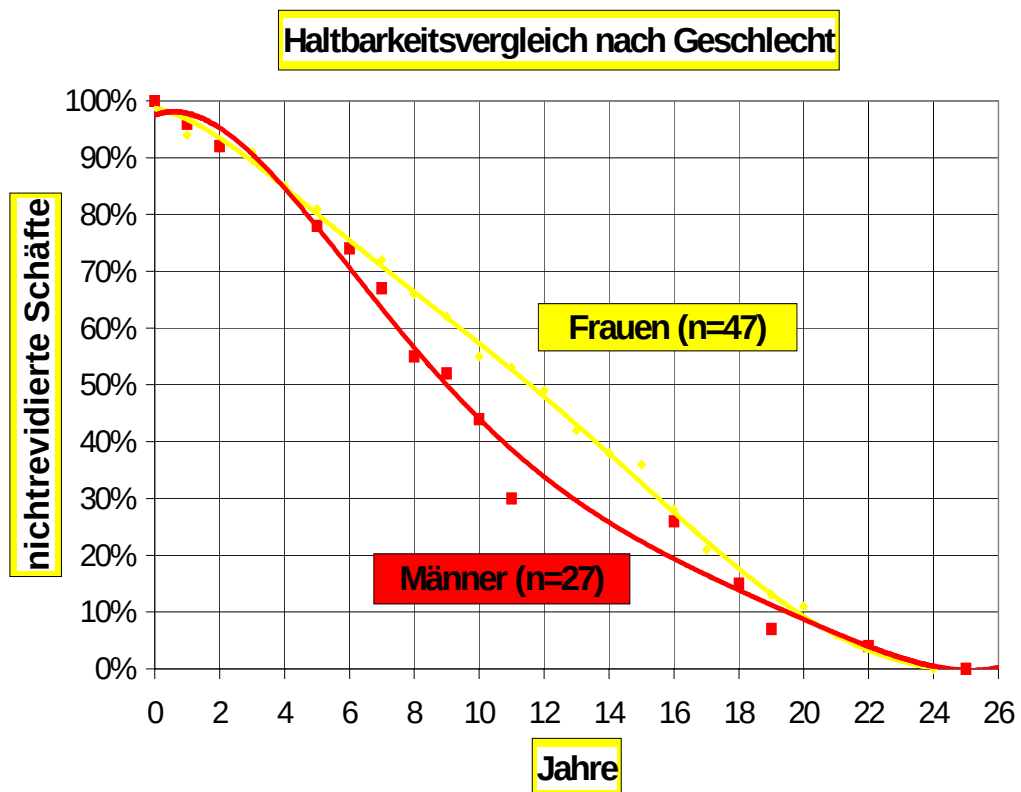
| ABG       | Müller     | Lubinus SP II | Charnley - Müller |
|-----------|------------|---------------|-------------------|
| 5,9 Jahre | 10,3 Jahre | 13,6 Jahre    | 15,2 Jahre        |

Nach **10 Jahren** hielten noch:

| ABG | Müller | Lubinus SP II | Charnley – Müller |
|-----|--------|---------------|-------------------|
| 26% | 51%    | 70%           | 70%               |

#### 4.4.4 Korrelation zwischen Geschlecht und der Standzeit

Abb.63.:



In der Abbildung 63 wurde graphisch keine Differenzierung der einzelnen Schafttypen vorgenommen.

Bei den Frauen hielten 50% der Schäfte 12 Jahre lang, bei den Männern nur 9 Jahre lang.

Die 10 Jahre wurden bei den bei Frauen implantierten Schäften von 55% erreicht, bei den bei Männern plazierten Implantaten nur von 43%.

Die Standzeiten der einzelnen Schafttypen wurden auch getrennt bezüglich ihrer Geschlechtsabhängigkeit untersucht.

Dies wurde allerdings nicht graphisch festgehalten, sondern lediglich kurz dokumentiert :

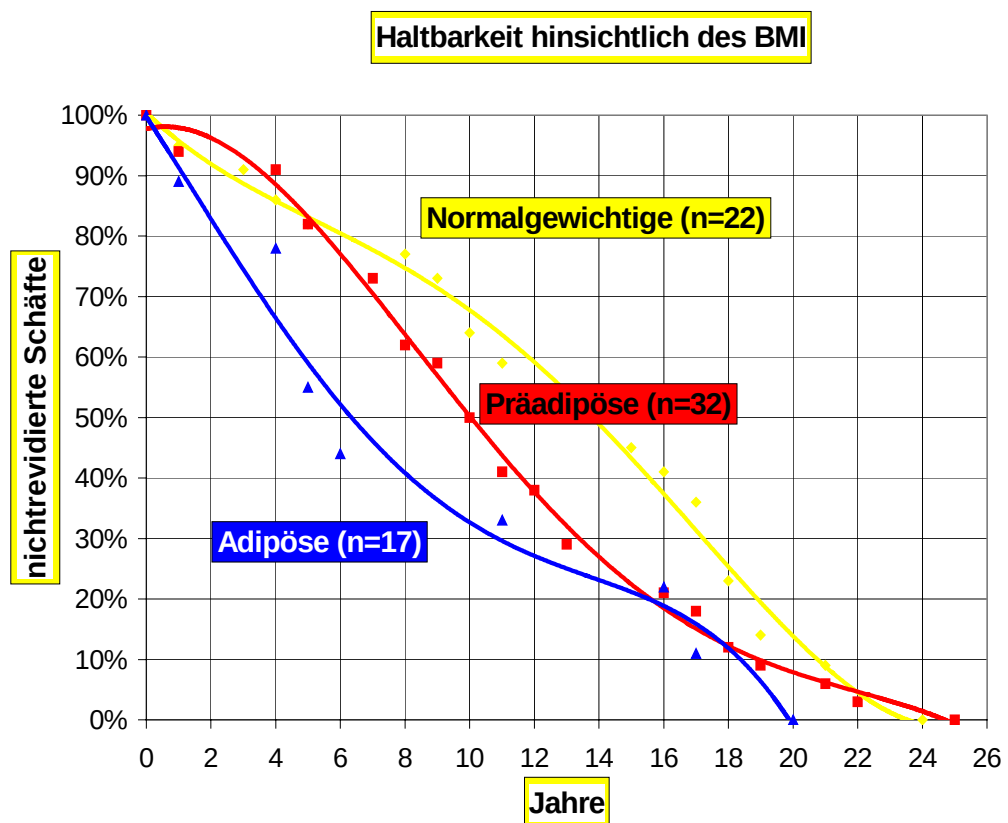
Der **ABG Schaft** besaß eine bessere Stabilität bei Männern  
(durchschnittlich hielten die Schäfte bei Männern 1 Jahr länger als bei Frauen)

Der **Charnley Müller Schaft** hielt länger bei Frauen  
(durchschnittlich mehr als 10 Jahre länger als bei Männern)

Die **Müller -** und **Lubinus SPII Schäfte** hingegen zeigten keine Korrelation zwischen dem Geschlecht der Patienten und der Standzeit.

#### 4.4.5 Korrelation zwischen BMI und Standzeit

Abb.64.:

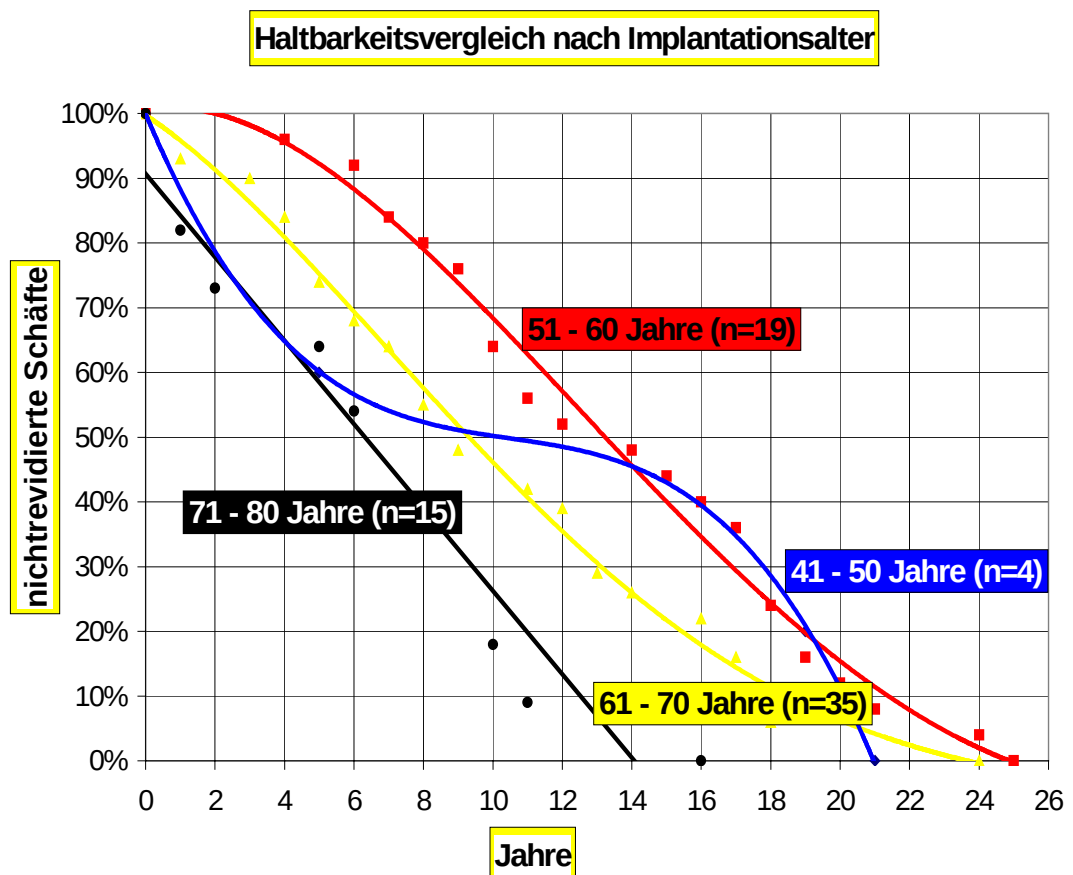


In der Abbildung 64 sind nur 71 Standzeiten bezüglich des BMI ausgewertet worden. Bei drei Patienten ließ sich der BMI aufgrund fehlender Angaben nicht errechnen.

50% der Schäfte normalgewichtiger Patienten hielten 14 Jahre; die der präadipösen 10 Jahre und die der adipösen 6 Jahre lang.

#### 4.4.6 Korrelation zwischen Implantationsalter und Standzeit

Abb.65.:



In Abbildung 65 sind die Standzeiten der 5 spezifischen Schäfte aufgetragen. Es zeigte sich eine deutliche Abhängigkeit zwischen dem Implantationsalter und der Standzeit.

In jungem Alter traten die Lockerungen erst verspätet auf. Bei den 31 – 40 Jährigen und den 41 - 50 Jährigen läßt sich aufgrund der geringen Fallzahl n = 2 bzw. 4 nur eine vage Aussage machen.

Über 70 Jährige zeigten eine frühe Lockerung - nur 36 % der Schäfte hielten 10 Jahre und mehr.

Am längsten fielen die Standzeiten bei Patienten zwischen 51 und 61 Jahren aus. 67 % der Schäfte dieser Patientengruppe hielten 10 Jahre und mehr. Bei den 61 – 70 Jährigen hielten nach 10 Jahren noch 52%.

Bei den 51 bis 61 jährigen Patienten lagen die Standzeiten schaftspezifisch bei:

**ABG : 9,3 Jahre**

**Charnley Müller : 16,3 Jahre**

**Lubinus SPII : 14,2 Jahre**

**Müller : 13,2 Jahre**

Bei den 61 – 70 Jährigen bei:

**ABG : 5,6 Jahre**

**Charnley Müller : 18,3 Jahre**

**Lubinus SPII : 12 Jahre**

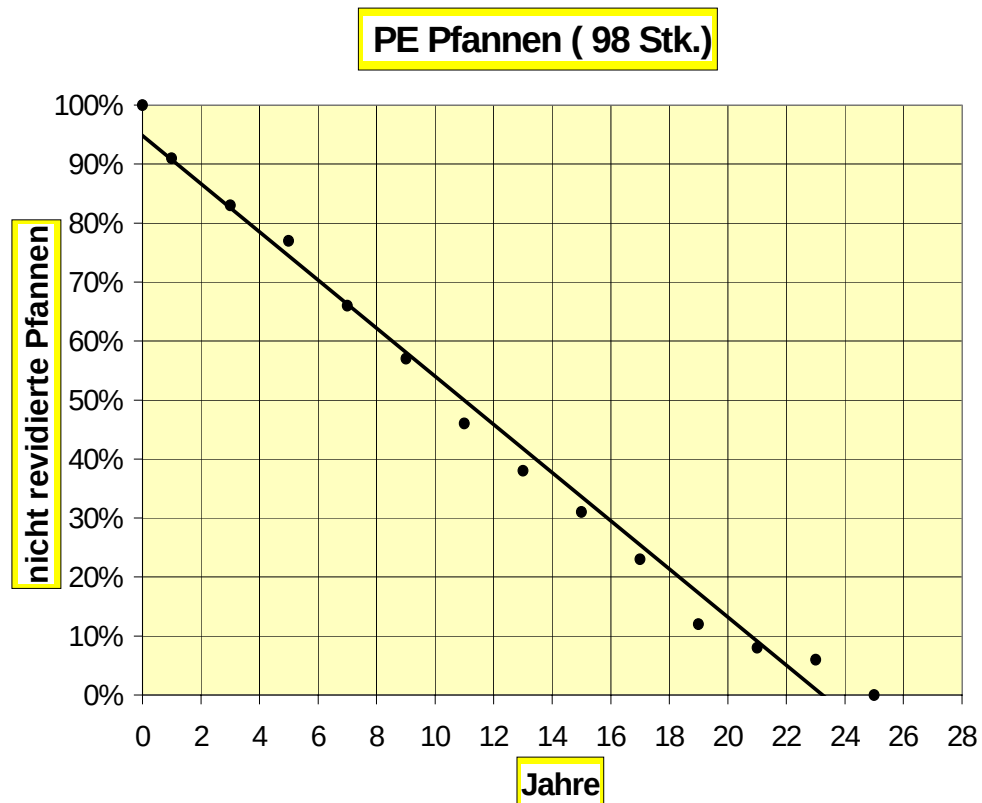
**Müller : 10,4 Jahre**

#### 4.5 Überlebensrate von Typgleichen Pfannenimplantaten

##### 4.5.1 Standzeit jedes einzelnen Pfannentyps

Die Abbildung 66 zeigt die Standzeiten der hemisphärischen PE Pfannen

Abb.66.:



Von den insgesamt 104 in der 10-Jahresstudie enthaltenen Pfannen sind hier nur die revidierten (98) aufgetragen. Die anderen 6 Pfannen hielten über den beobachteten Zeitraum (1990-2000) hinaus und wurden deswegen hier nicht berücksichtigt.

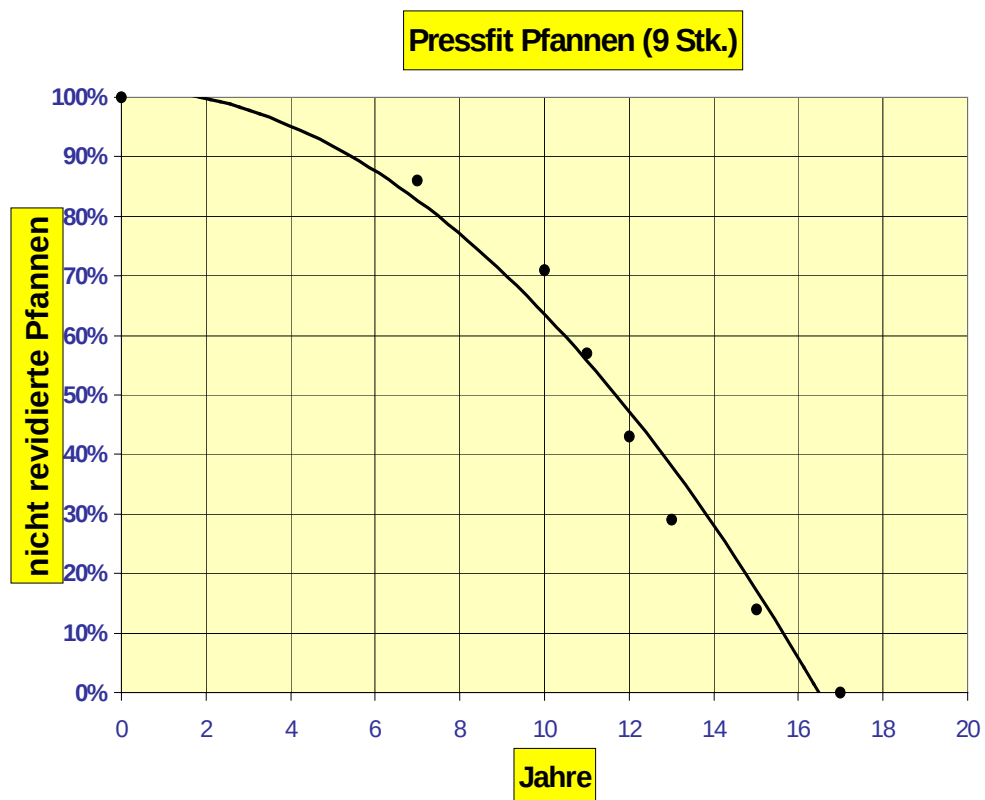
54 % der Pfannen hielten 10 Jahre; 21% der Pfannen nur 5 Jahre und 10% der Pfannen 20 Jahre und mehr.

Von den 21% kurzlebigen Pfannen waren 6 zweit – und 2 drittrevidiert. Eine Pfanne wurde fehlimplantiert (<1 Jahr) und 10 waren verkippt (6x steiltyp und 4x flachtyp). Das Durchschnittsalter lag bei 66 Jahren bei Implantationen zwischen 1985 –2000. Der BMI lag mit 26 im präadipösen Bereich. Das Verhältnis Frau Mann lag bei 32 : 18.

Die 10 langlebigen Pfannen waren bis auf eine Erstrevision alles Primärimplantate. Drei waren im Steiltyp verkippt. Der BMI war auch hier 26 und das Durchschnittsalter der Patienten bei Implantation zwischen 1967 – 1978 lag bei 56 Jahren. Das Verhältnis Frau : Mann betrug hier 34 : 14.

Die Abbildung 67 zeigt die Standzeiten der Pressfit Pfannen

Abb.67.:



Von den insgesamt 10 in der 10-Jahresstudie erfassten Pfannen sind hier nur die 9 revidierten aufgetragen. Es zeigte sich eine erst nach 7 Jahren ansteigende Revisionsrate.

71% der Pressfit Pfannen erreichten eine Standzeit von 10 Jahren. Nach 11,5 Jahren waren noch 50% nichtrevidiert.

Nur eine Pfanne hielt weniger als 10 Jahre. Diese war als einzige luxiert. Außerdem war es eine 1991 implantierte Erstrevision. Der BMI der Patientin lag bei 29 und sie war 56 Jahre alt.

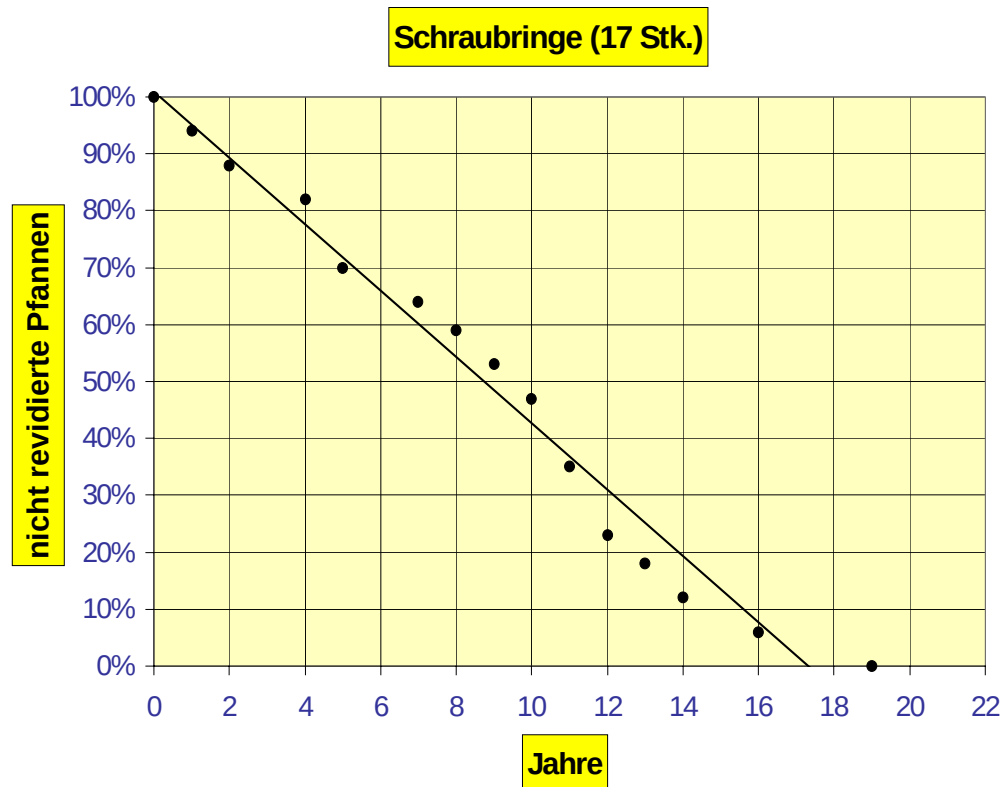
Alle anderen Pressfit Pfannen hielten 10 Jahre und mehr. Eine war erstrevidiert (11 Jahre) die anderen Primärimplantate. Das Durchschnittsalter lag bei 48



Jahren bei Implantation zwischen 1978 – 1982. Keine der Pfannen war verkippt.  
Der BMI betrug 27 und das Verhältnis Frau : Mann 3 : 4.

Die Abbildung 68 zeigt die Standzeiten der Schraubringe

Abb.68.:



Von den 17 insgesamt in der Studie enthaltenen Pfannen wurden alle revidiert, und somit sind alle 17 in diesem Diagramm dargestellt. Es zeigte sich eine mehr oder weniger gleichbleibende Revisionsrate bis 19 Jahre post implantationem. 47% der Pfannen erreichten die 10 Jahresgrenze.

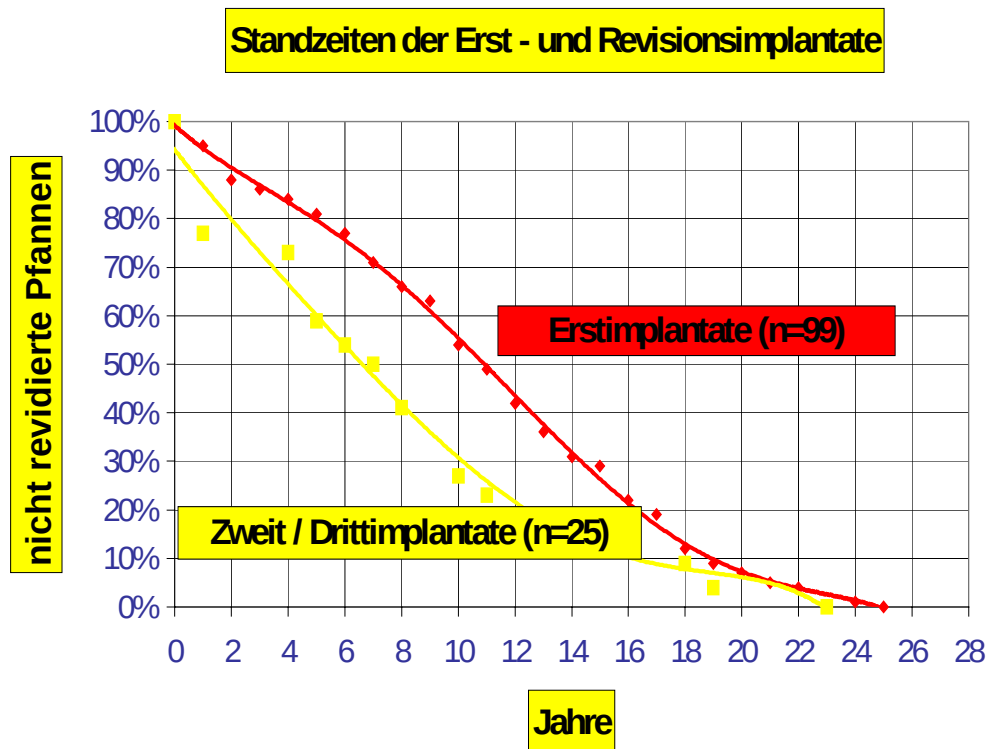
5 hielten maximal 5 Jahre, davon war eine erstrevidiert und zwei im Steiltyp verkippt. Der BMI der Patienten lag mit 30 im adipösen Bereich. Das Geschlechterverhältnis Frau : Mann war 4 : 1. Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 65 Jahren. Die Implantationen erfolgten in den Jahren 1987 – 1998.

9 Schraubringe hielten 10 Jahre oder mehr. Es handelte sich bei allen um Erstimplantate, implantiert zwischen 1976 – 1989. Zwei waren im Flachtyp verkippt. Das Verhältnis Frau : Mann betrug 4 : 5 und der BMI lag mit 27 im präadipösen Bereich.

#### 4.5.2. Standzeit je nach Revisionsanzahl der Pfannen

Auf der folgenden Abbildung 69 wurden die Standzeiten der drei Pfannentypen (Pfannenunspezifisch) getrennt für Erstimplantate und Zweit – bzw. Drittimplantate graphisch dargestellt.

Abb.69.:



Es zeigte sich deutlich die Abhängigkeit der Standzeit von der Revisionsanzahl. Erstimplantate hielten zu 50% 11 Jahre lang; Zweit – und Drittimplantate nur 7,5 Jahre.

#### 4.5.3 Erstimplantate je nach Pfannentyp

Wie zuvor bei den fünf verschiedenen Schafttypen, wurden bei den Pfannen die Standzeiten aller Erstimplantate pfannenspezifisch (Schraubringe, hemisphär. zementierte PE Pfannen und Pressfit Pfannen) untersucht.  
Die Schraubringe fielen hierbei am schlechtesten aus:

### 50% Grenze

|              |            |                 |
|--------------|------------|-----------------|
| Schraubringe | PE Pfannen | Pressfit Pfanne |
| 10 Jahre     | 11 Jahre   | 12,5 Jahre      |

### 10 Jahre

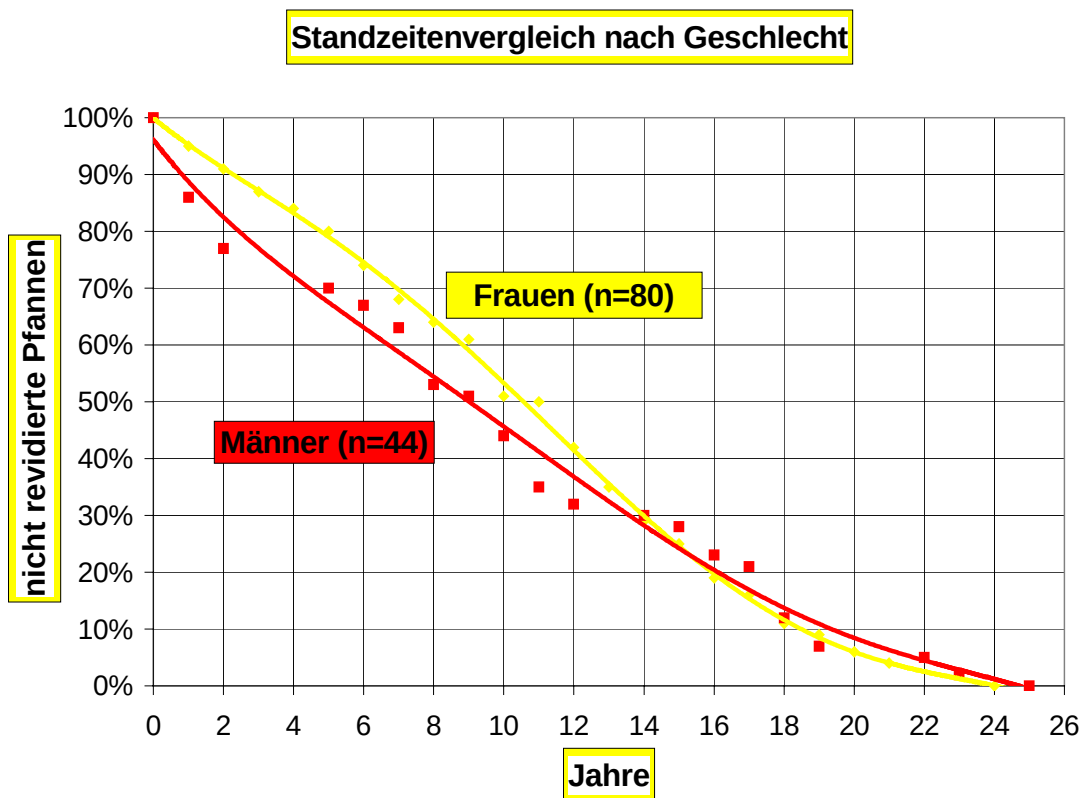
|              |            |                 |
|--------------|------------|-----------------|
| Schraubringe | PE Pfannen | Pressfit Pfanne |
| 50%          | 54%        | 80%             |

#### 4.5.4 Standzeit je nach Geschlecht

Im Folgenden wurden die Standzeiten der drei Pfannentypen bei Frauen und Männern untersucht und graphisch dargestellt.

Es wurde in der Abbildung 69 keine Differenzierung zwischen den einzelnen Pfannentypen vorgenommen.

Abb.70.:



Es zeigte sich in den ersten 16 Jahren post implantationem eine bessere Standzeit der Pfannen bei Frauen.

Pfannen, die jedoch länger hielten, waren ausschließlich bei Männern implantiert.

Die Standzeiten der einzelnen Pfannentypen bezüglich des Geschlechts wurden nicht graphisch dargestellt, sondern lediglich kurz dokumentiert.

Im Einzelnen (Pfannenspezifisch) korrelierten das Geschlecht und die Standzeit wie folgt:

### **PE Pfannen**

Bei Männern zeigte sich eine frühere Lockerung als bei den Frauen. Selten hielt die Pfanne bei Männern länger als bei Frauen.

### **Pressfit Pfannen**

Hier war eindeutig die Standzeit bei Männern besser als bei Frauen. Es bleibt jedoch zu beachten, dass die Fallzahl  $n = 9$  nicht sehr groß ist und somit die Aussagekraft geringer einzuschätzen ist.

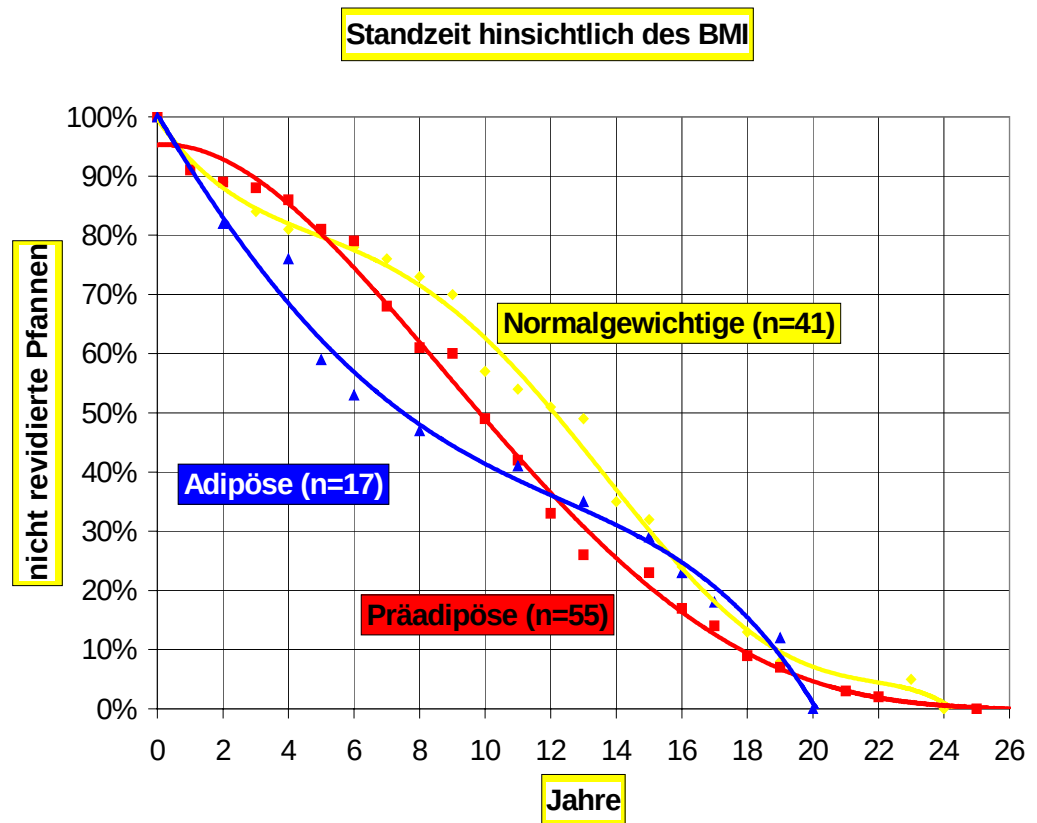
### **Schraubringe**

Hier scheint die Standzeit weitestgehend unabhängig vom Geschlecht der Patienten zu sein.

#### 4.5.5 Korrelation zwischen BMI und Standzeit

In der folgenden Abbildung 71 wurden die Standzeiten der Pfannen (Pfannenunspezifisch) bezüglich der drei Gewichtsklassen (normalgewichtig, präadipös und adipös) der Patienten eingeteilt und graphisch festgehalten.

Abb.71.:

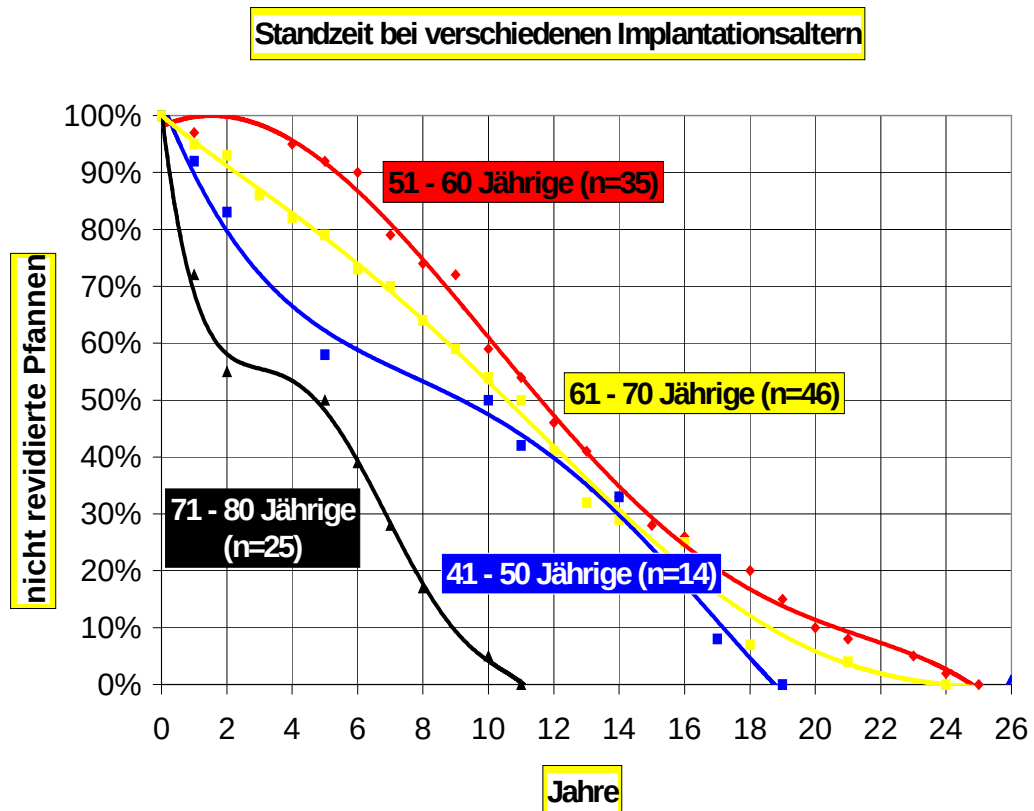


Hier zeigte sich die beste Standzeit bei den normalgewichtigen Patienten; präadipöse und adipöse schnitten im Durchschnitt 10-30% schlechter ab. Für die einzelnen Pfannentypen ließ sich kein BMI erkennen, der besser oder schlechter wäre. Die Standzeiten variierten innerhalb der Gewichtsklassen.

#### 4.5.6 Korrelation zwischen Implantationsalter und Standzeit

Wie auch zuvor bei den Schäften, wurden die Haltbarkeiten bezüglich vier Altersgruppen der Patienten sortiert und in Abbildung 72 dargestellt.

Abb.72.:



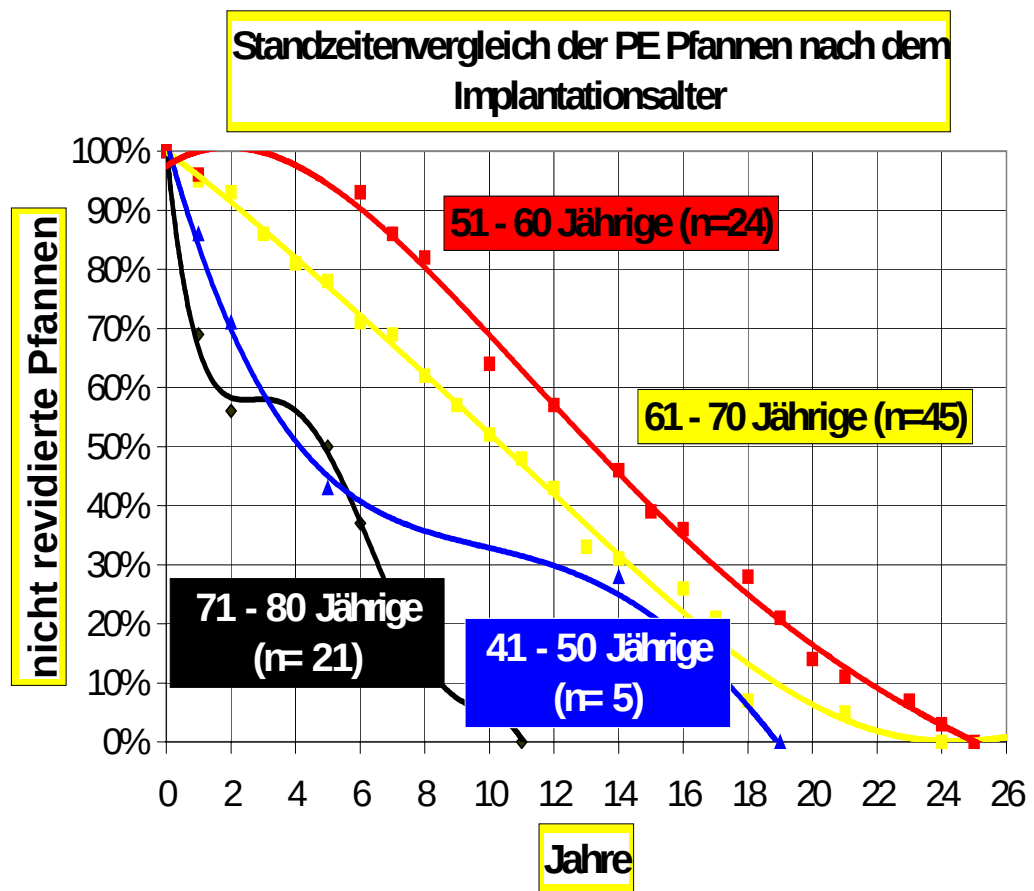
Dieses Diagramm zeigt deutlich eine Abhängigkeit zwischen dem Lebensalter bei Implantation und der Standzeit der Pfanne.

Am stabilsten fielen in dieser Studie die Pfannen aus, die bei Patienten zwischen dem 51 – 60 ten Lebensjahr implantiert wurden.

Aufgrund der geringen Fallzahlen n bei den Schraubringen und Pressfit Pfannen, konnte im Einzelnen lediglich die PE Pfannenstandzeit näher untersucht werden.

In Abbildung 73 wird die Standzeit dieses Pfannentyps bezüglich aller vier Altersgruppen graphisch dargestellt.

Abb.73.:



Auch hier wurde (wie bei den Schäften) das beste Ergebnis in der Altersgruppe der 51 – 60 Jährigen erzielt.

Die Trendlinien zeigen eine erhöhte Lockerungsrate in der Altersgruppe der 71 – 80 Jährigen.

## 5. DISKUSSION

### 5.1 Schäfte

#### 5.1.1 zementiert versus zementfrei

Bezüglich der Standzeit von Schäften zeigt diese Studie eine deutliche Überlegenheit der zementierten Implantate gegenüber den zementfreien. Unabhängig von jeglicher anderer Einflußgröße erwies sich die Zementierung des Schaftes als stabilisierend. Nur bei zementierten Schäften wurden Standzeiten von über 20 Jahren erzielt. In der Literatur wird diese Überlegenheit der zementierten Verankerungstechnik bestätigt.

In der Schwedenstudie ist die Revisionsrate zementfreier Implantate 6% höher als die zementierter Prothesen. Es zeigt sich bei 83% der zementierten Implantate eine Durchschnittsstandzeit von 18 Jahren. Die zementfreien Prothesen haben hingegen zu 67% nur eine Durchschnittsstandzeit von 14 Jahren (Herberts 1997, Herberts / Malchau 2000).

Auch im norwegischen nationalen Hüftimplantationsregister zeigen zementfreie Endoprothesen höhere Lockerungsraten als zementierte (Havelin 1992).

Innerhalb dieser Studie konnten diese Ergebnisse bestätigt werden. Bei einem Durchschnittsalter der Patienten von 61,5 Jahren zeigten die 99 zementierten Schäfte 1 – 4 Jahre bessere Standzeiten, als die 23 zementfreien Schäfte. Bis heute fehlen noch überzeugende Resultate der zementfreien Technik. Es besteht jedoch Hoffnung auf bessere zementfreie Implantatkonzepte (Herberts / Malchau 2000).

Die zementierten Schäfte zeigten sich auch als Zweit – und Drittimplantate den zementfreien Implantaten überlegen. Nur 10% der zementfreien Schäfte hielten länger als 10 Jahre. Im Gegensatz dazu hielten von den zementierten Schäften noch 20 % länger als 10 Jahre.

Die zementierte Verankerungstechnik erweist sich auch für ein größeres Patientenkollektiv (Alter - und Geschlechtsabhängig) als überlegen. Nur die zementierten Schäfte hielten bei über 60 Jährigen länger als 10 Jahre. Die zementfreien Implantate erreichten lediglich bei Patienten zwischen 40 und 50 Jahren Standzeiten bis zu 10 Jahren. Dieses Ergebnis läßt sich in der Literatur



anhand des Problems der Primärstabilität bei zementfreier Verankerungstechnik erklären. Bei zementierten Schäften ist diese experimentell 5-mal höher als bei zementlosen Systemen (Phillips 1990, Schneider 1989).

Ziel der zementfreien Endoprothetik ist die Osteointegration in die Prothese und eine damit langanhaltende Sekundärstabilität. Hierzu muß jedoch eine längere Teilbelastungsphase postoperativ in Kauf genommen werden. Für ältere Patienten stellt dies ein großes Problem dar. Deshalb wird die zementfreie Schaftimplantation vornehmlich bei jungen Patienten verstärkt eingesetzt, da hier genau die zuvor genannte postoperative Teilbelastungsphase korrekt ausgeführt werden kann und das frühzeitige Lockerungsrisiko vermindert wird. Somit kann eine gute Sekundärstabilität nach Knochenintegration in die zementfreie Prothese erreicht werden (Engesaeter 1992, Herberts / Malchau 2000, Schroeder 1998, Willert 1993, Wirtz 1997).

Die Osteointegration wird auch durch die mangelnde Kongruenz der Implantat- und Markraumoberflächen erschwert. Es muß also noch ein Weg gefunden werden, die Kontaktflächen, Knochen und Implantatoberfläche besser einander anzugleichen, damit sich die Osteointegration beschleunigt. Durch Designveränderungen der Schäfte, insbesondere auch unterschiedlicher Oberflächengestaltung, versuchte man schon in der Vergangenheit die Standzeit zementfreier Implantate zu verbessern (Bartel und Keaveny 1995, Cook 1984). Eine Oberflächenvergrößerung zur gleichzeitigen Kontaktflächenvergrößerung wurde durch Porosität des Schaftes erreicht (Effenberger 1996, Meunier 1980, Mittelmeier 1997, Morscher 1995). Die Idee der Oberflächenvergrößerung reicht bis 1956 (Mittelmeier und Singer) zurück.

Eine weitere Verbesserungsmöglichkeit ist die Beschichtung durch Hydroxylapatit. Die Hydroxylapatitbeschichtung von Schäften wird seit mehr als 10 Jahren eingesetzt, sowohl in Verbindung mit Titanlegierungen als auch CoCrMo Legierungen. Zementfreie Schäfte bestehen jedoch heute nur noch selten aus CoCr (Geesink 1993, Geesink 1995, Furlong 1991, Koch 1993, Meiss 1988, Osborn 1985, Soballe 1993).

Die zementierte Technik wird daher weiterhin als bevorzugte Technik bei älteren Patienten eingesetzt (Plitz 1993, Willert 1993, Wirtz 1997).

Geschlechtsabhängig fielen die zementierten Implantate ebenfalls besser aus als die zementfreien; insbesondere bei Frauen. Zementierte Implantate hielten bei Frauen durchschnittlich 2 – 4 Jahre länger als zementfreie. Implantationen bei Männern zeigten verankerungsspezifisch kaum Unterschiede.

Dieses Ergebnis könnte zum einen durch unterschiedliche Fallzahlen (74 Frauen zu 48 Männern), zum anderen durch postmenopausale Hormonschwankungen und dem erhöhten Osteoporoserisiko bedingt sein. Außerdem könnte die für Frauen auch nach der Rente anstehende Hausarbeit (allgemeine hüftbelastende Tätigkeiten) diese Standzeitunterschiede begünstigen. In der Literatur sind die Meinungen über den Einfluß des Geschlechts auf die Prothesenstabilität geteilt, allerdings ohne Differenzierung zwischen zementierter und zementfreier Verankerungstechnik..

Das Geschlecht als Einflußgröße für die Implantatstabilität wird in der Studie von Mach ausgeschlossen (1993). Jedoch zeigt sich in der Schwedenstudie vor allem in den ersten Jahren eine kürzere Standzeit beim männlichen Geschlecht (Herberts 1989, Herberts und Malchau 1997). Dieser Unterschied verringert sich jedoch mit den Jahren und technischen Implantationsverbesserungen mehr und mehr. In dem norwegischen nationalen Hüftprothesenregister treten ebenfalls mehr Lockerungen bei Männern als bei Frauen auf. Diese Aussage ist jedoch mit Vorsicht zu beurteilen, da den jungen Männern größtenteils zementfreie Implantate eingesetzt wurden und somit auch die Verankerungstechnik und nicht allein das Geschlecht die frühzeitige Lockerung bewirken konnte (Engesaeter 1992).

Nur Morrey (1997) beschreibt mehr aseptische Lockerungen bei Frauen, und zwar in einem Verhältnis von 1:4 (Mann : Frau).

Die Standzeit scheint also abgesehen vom letzten Literaturbeispiel vor allem bei Männern verkürzt zu sein, möglicherweise bedingt durch einen hohen postoperativen Aktivitätsgrad (Wirtz 1997).

Innerhalb der hier vorliegenden Studie zeigten sich nur in einem Zusammenhang die zementierten Schäfte den zementfreien unterlegen.

Bei den varisch verkippten Schäften handelte es sich zu 80 % um zementierte Schäfte. Ursache hierfür könnte die Applikations – und Aushärtungstechnik sein. Bei 26 Prothesenschäften lag die Lockerung zwischen Zementmantel und Schaft, was auf eine Schrumpfung des Zementmantels durch den Polymerisationsvorgang beruhen könnte. Die Lockerung könnte aber auch auf lokale Spannungen je nach Form des Schaftes auf den Knochenzement, durch konsekutive Zementfissur und die daraus später entstehende Zementzerrüttung zurückgeführt werden – 6 Zementköcherbrüche waren unter den verkippten Implantaten zu verzeichnen.

Das Polymethylmethacrylat setzt eine Polymerisationswärme von 73°C und toxische Monomere frei (Bos 1990). Dies führt zu periprotetischen knöchernen Veränderungen in Form von Osteonekrosen. Der Polymerisationsvorgang führt hingegen zur Schrumpfung der Zementschicht und zur Spaltbildung zwischen Zement und Implantat. Knochenzementpartikel gelangen zwischen die artikulierenden Gelenkflächen und bedingen durch Reibung bei Mikrobewegungen einen PE bzw. Metallabrieb mit darauffolgender Fremdkörperreaktion, Granulombildung und Osteolyse (Cavaria 1990, Cooper 1990, Jones 1987, Tallroth 1989, Willert 1985). So ist der Zusammenschluß Implantat und Zement nie perfekt. Ein Implantat – Zementinterface bleibt immer bestehen. Mulier und Tiller beschrieben 1988, dass durch Kapillarkräfte ein Feuchtigkeitsfilm (Körperflüssigkeit) in diesen Raum dringt und zu einer hydrolytischen Degradation zwischen Metall und Knochenzement führt (Brewis 1980, Wirtz 1999). Auch so kommt es zu einer Spaltbildung, der vorher beschriebenen Reaktionskaskade und verfrühten Lockerungserscheinungen.

Zur Verringerung dieser Probleme wurde sowohl bei der Entwicklung der Zementzusammensetzung als auch der Applikationstechnik wesentliche Fortschritte gemacht. Man kann drei Generationen von Zementiertechniken unterscheiden.

Die durch Charnley angewandte Applikationsart stellt die erste Generation dar. Der Zement wird dabei von Hand gemischt und manuell in den Markkanal eingebracht.

Die zweite Generation der Zementiertechnik unterscheidet sich von der ersten in mehreren Punkten. Erstens durch Einsatz eines distalen Markraumstoppers, der die Zementausbreitung in der Markkanaltiefe limitiert. Zweitens durch eine

Markraumreinigung mittels Jet - Lavage – Druckspülung vor Einbringung des Zements und drittens durch die Applikationstechnik des Zements. Der Zement wird nicht mehr manuell, sondern mit Hilfe einer Zementspritze retrograd appliziert. So kommt es zu einer vor allem distal intramedullären Druckerhöhung und dadurch verbesserten Penetration des Zementes in den spongiösen Knochen (Barrack 1992, Mc Caskie 1994).

Die dritte Generation unterscheidet sich wieder von der zweiten durch Einsatz eines distalen Schaftcentralizers und einem veränderten Anmischen des Zementes. Der Zement wird vorgekühlt und unter Vakuum angemischt. Dies verbessert seine Homogenität, verringert Lufteinschlüsse und seine Porosität und gewährleistet so eine erhöhte Rissfestigkeit bei Belastung (Draenert et al. 1999, Noble 1998).

Heute werden die Zementiertechniken der zweiten und dritten Generation standardmäßig angewandt.

Innerhalb dieser Studie wurde das Augenmerk vor allem auf die Prothesen – und Patientencharakteristika gelegt. Die Operationstechnik und somit auch Zementiertechnik und ihr Einfluss auf die Standzeit von Prothesen konnte in dieser retrospektiven Studie nicht als Auswertekriterium aufgenommen werden, da diesbezüglich keine ausreichenden Dateninformationen vorlagen.

#### 5.1.2 Anatomisch versus gerade

Allgemein zeigte sich innerhalb dieser Studie eine durchschnittlich 2 Jahre höhere Standzeit bei anatomischer Schaftform als bei gerader. Unter Berücksichtigung der Verankerungstechnik jedoch, fielen die anatomisch zementfreien Schäfte (ABG) mit durchschnittlich nur 4 Jahren Standzeit als schlechteste Implantate aus. Anatomische zementierte Schäfte (61% Lubinus SPII) überragten hingegen mit einer durchschnittlichen Standzeit von 11 Jahren alle anderen Implantattypen (gerade zementiert und gerade zementfrei).

Auf die einzelnen Schafttypen wird im einzelnen später in der Diskussion eingegangen.

Die anatomische Schaftform wird auch in der Literatur der geraden vorangestellt.

Breusch und Draenert stellen in ihrer Vergleichsstudie von 1998 fest, dass ein gerader Schaft den Knochen in der Regel stärker belastet als ein anatomischer Schaft. Die Aussage, dass es bei Geradschäften vermehrt zu Lysesäumen und Kortikalisdefekten kommt, da sie nicht der anatomischen Form des Markraumes angepaßt sind und bei Implantation an verschiedenen Stellen an die Markhöhlenwand anstoßen können, konnte in der hier vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Es ist erwiesen, dass der anatomische Schaft sich besser zentrieren läßt als der gerade und somit einen geschlossenen Zementmantel um den Prothesenstiel gewährleistet, da er einen gleichmäßigen Abstand zur Markraumanatomie vorweist (Breusch 1998, Krismer 1991, Wilson-McDonald 1989).

Harris (1991) und Schneider (1989) stellten in ihrer Studie fest, dass außerdem anatomisch geformte Schäfte eine höhere Rotationsstabilität aufweisen als gerade Schäfte.

Somit bestätigt und erklärt die Literatur das gute Ergebnis der anatomischen Schäfte innerhalb dieser Studie.

Für die Zukunft erwartet man weitere Verbesserungen. Besser als die bisherige anatomische Schaftform wäre die exakte Anpassung der Prothese an das Knochenlager. Mittels computergestützter Prothesenimplantation wird schon seit 1984 von Aldinger und 1989 von Mulier der Einsatz von Individualprothesen angestrebt. Aldinger setzt die präoperative CT Analyse des Femurmarkraumes ein, um eine anatomisch nahezu perfekte Prothese herzustellen. Die CT Bilder erlauben einen prothetisch genauen Nachbau des Patientenmarkraumes noch vor der Operation. Nach Mulier wird die Individualprothese erst nach Markraumpräparation erstellt. Intraoperativ wird ein Silikonabdruck abgenommen und über Laserverfahren zu Maschinendaten konfiguriert. Diese Daten werden in eine Fräsmaschine gegeben, die nach diesen Anleitungen einen Prothesenrohling individualisiert. Der Vorgang ist nach 30 Minuten mit Sterilisationsverfahren beendet (Aldinger 1984, Mulier 1989). In diese Individualprothesen und ihre Effizienz wird grosse Hoffnung gelegt. Bisher liegen jedoch noch keine überzeugenden Langzeitstudien vor.

### 5.1.3 Kragen – Ja oder nein?

Innerhalb dieser Studie zeigten sich Standzeitdifferenzen von bis zu 8 Jahren je nachdem, ob ein Schaft mit oder ohne Kragen implantiert wurde. 50% der Schäfte mit Kragen hielten 13 Jahre. Im Gegensatz dazu hielten 50% der Schäfte ohne Kragen nur 5 Jahre lang.

Verankerungsspezifisch änderte sich an diesem Ergebnis nichts. Der Kragen stellt somit eindeutig ein stabilisierendes Formelement dar. Der Grund für den stabilisierenden Effekt des Kragens lässt sich in den Anpassungsmechanismen des Knochens auf bestimmte Belastungen hin finden.

Der Kragen war schon in den 80/90 Jahren umstritten. Fagan und Lee (1986) vertraten die Meinung, dass er eine Überbelastung für den calcar femoris darstelle, da die Kraftleitung über ihn abgeleitet wird. Henssege (1985), Markolf (1980) und Ritter (1973) zeigten jedoch, dass diese Überbelastung sich positiv auf die Standzeit auswirkt. Der calcar femoris ist aufgrund seiner trabekulären Struktur der härteste Abschnitt des Femurs und somit auch der belastungsfähigste. Weiterhin bewirkt nach dem Wolffschem Gesetz die Belastung auf den Knochen eine hyperdense Umstrukturierung desselben (Knochenverdichtung) (Wolff).

Ohne Kragen wird der calcar femoris zu 30 – 70% entlastet und gemäß des stress shieldings im Laufe der Jahre porotisch (Lewis 1984). Der Querdruck steigt jedoch und tiefere Femurabschnitte werden überlastet. Letztere Aussage konnte in der hier vorliegenden Studie nur zum Teil radiologisch bestätigt werden.

Amerikanische Studien zeigten, dass eine physiologische Femurbelastung nur mit Kragen zu 40 – 67% gewährleistet werden kann. Bei kragenlosen Implantaten bilden sich vermehrt proximal periprothetische Lysesäume aus (Harris 1978, Lewis 1984). Auch dazu konnte innerhalb dieser Studie keine eindeutige Aussage gemacht werden, da die Lysesäume der untersuchten Schäfte sowohl proximal als auch distal unabhängig von der Existenz eines Kragens auftraten.

Ein Kragen verhindert ein Absinken des Schaftes im Laufe der Tragezeit und die daraus folgenden Instabilitäten, da er auf dem Markkanal aufsitzt (auf die Kortikalis abgestützt) (Kelley und Scott S 1993). Er führt zudem noch zu einer

Verminderung der Mikrobewegungen im Zementlager und demzufolge zu selteneren Zementköcherfrakturen (Kelley, Scott S 1993). Diese Aussagen konnten mit Ergebnissen dieser Studie nicht belegt werden. Die radiologisch nachweisbaren Zementköcherfrakturen traten gleich häufig auf und auch die Migrationsrate unterschied sich bei Schäften mit bzw. ohne Kragen nur um 2%. Die Ergebnisse von Menge (1988) zeigen eine deutliche Überlegenheit der zementierten Schäfte mit Kragen über kragenlose zementierte und zementfreie Modelle. Diese Feststellung konnte in der hier vorliegenden Studie bestätigt und folgendermassen ergänzt werden. Sowohl zementfreie als auch zementierte Schäfte mit Kragen hielten länger als zementfreie und zementierte Schäfte ohne Kragen. Damit könnte der Kragen womöglich einen größeren Einfluß auf die Standzeit haben als die Verankerungstechnik.

In der Literatur findet sich eine weitere Erklärung hinsichtlich der niedrigen Revisionsrate bei Schäften mit Kragen. Es wird vermutet, dass der Kragen ein Übergreifen der aggressiven PE Abriebsreaktion durch die Pfanne auf den femoralen Knochen verhindert (Mjöberg 1986). Die Abriebspartikel werden abgehalten und es kommt zu geringerer Calcaratrophie (sogenannter sealing effect).

#### 5.1.4 Einflußgröße : Revisionsanzahl

Innerhalb dieser Studie hielten Erstimplantate 4 – 6 Jahre länger als mehrfach revidierte Schäfte.

In der Literatur kommt man zu ähnlichen Ergebnissen. Die Standzeit der Schäfte verkürzt sich mit der Häufigkeit der Revisionen (Mach 1993, Peters 1991, Ritter 1989, Schmitt 1988). Es fand sich keine Studie mit einer gegenteiligen Aussage.

Dies ist im Wesentlichen auf den Knochenverlust nach jeder Operation zurückzuführen und der damit hervorgerufenen Verminderung der Verankerungsfläche der Revisionsprothesen (Morrey 1997).

Innerhalb der hier erstellten Studie hielten zementierte Revisionsschäfte länger als zementfreie. In der Literatur ist bezüglich der Revisionsarthroplastiken die Meinung geteilt. In einigen Studien wird die Auffüllung des Knochendefektes

durch Zement mit Implantation eines möglichst querschnittsdicken Schaftes befürwortet (Franzén 1992).

Andere Studien zeigen bessere Resultate durch Auffüllung der Defekthöhle mit autogenem oder allogenem Knochentransplantat in Kombination mit einem zementlos fixierten Implantat (Wirtz 1997, 1999). Auch Willert (1993) empfiehlt als Revisionsschäfte zementfreie Implantate.

Die Schwedenstudie beschreibt die Standzeitdifferenz zwischen zementfreier und zementierter Revisionsarthroplastik als geringfügig und nicht signifikant (Herberts und Malchau 1997).

So bestätigt sich also die Aussage, dass Revisionsimplantate kürzere Standzeiten erzielen als primäre unabhängig davon, ob sie zementiert oder zementfrei sind. Die Frage, ob ein Revisionsschaft nach zementierter oder zementfreier Verankerungstechnik einzusetzen ist bleibt weiterhin umstritten.

#### 5.1.5 Einflußgröße : Gewicht

Innerhalb dieser Studie erwies sich der BMI als geringfügige Einflußgröße auf die Implantatatragezeiten. Leichtes Übergewicht wirkte sich bei der zementierten Verankerungstechnik kaum, bei der zementfreien gar nicht auf die Schaftstandzeit aus.

In der Literatur ist die Frage nach der Beeinflussung der Implantatstabilität durch das Gewicht der Patienten umstritten. Allgemein ist bekannt, dass das Übergewicht gelenkbelastend (v.a. am Kniegelenk) wirkt und zu Verschleiß bzw. Arthrose führt. Hierton (1983) und Olsson (1981) stellten fest, dass das Gewicht auch künstliche Hüftgelenke beeinträchtigt. Andere Studien hingegen konnten keine Korrelation zwischen der Standzeit von Prothesen und dem Körpergewicht feststellen (Collis 1988, Janetti 1986, Mach 1993, Morrey 1997, Soballe 1987).

#### 5.1.6 Einflußgröße : Implantationsalter

Innerhalb der hier vorliegenden Studie zeigte sich ein mittleres Lebensalter von 51 – 60 Jahren als das günstigste Implantationsalter. Bei den über 70 Jährigen waren die Implantatstandzeiten deutlich geringer.

Dieses Ergebnis konnte durch andere Studien bestätigt werden. So zeigten Münzenberg (1975) und Müller (1981) in ihren Arbeiten, dass bei alten



Patienten aufgrund der Osteoporoseerscheinung die Implantathaltbarkeit stark beeinträchtigt wird. Damit könnte auch die Verdachtsursache für die kurzen Standzeiten zementfreier Schäfte bei Frauen bestätigt werden.

Auch Morrey (1997) stellte fest, dass das höhere Alter (80 Jahre) ein Standzeit verkürzender Einflußfaktor ist.

Eine frühzeitige Lockerung wird jedoch auch bei jungen Patienten in der Literatur festgestellt. Collis (1988), Kobayashi (1997), Küsswetter (1993), Sharp (1985) und Wirtz (1997) zeigten, daß es bei jungen Patienten, insbesondere durch ihr hohes Aktivitätsniveau postoperativ zu mechanischen Unruhen an der Implantat – Knochen bzw. Zementgrenze kommt und somit zu einer frühzeitigen Prothesenlockerung. Dies wird auch in der Schwedenstudie bestätigt (Herberts 1989).

Innerhalb der hier vorliegenden Studie zeigten sich bei jüngeren Patienten (31 – 50 Jahre alt) Standzeiten von durchschnittlich 10,5 Jahren.

Abweichend von den vorstehend genannten Ergebnissen wurde in den Arbeiten von Survin (1983) und Sarmiento (1990) keine Abhängigkeit der Implantatstandzeit vom Alter festgestellt.

#### 5.1.7 Seitenabhängigkeit :Rechts – Links

Nach Mach (1993) zeigt sich eine deutlich bessere Haltbarkeit auf der linken Seite. Er begründet dies durch eine Mehrbelastung der rechten Hüfte (analog der Rechtshändigkeit).

Innerhalb der hier vorliegenden Studie zeigte sich das Gegenteil. Die Implantate auf der rechten Seite hielten durchschnittlich 5 – 15% länger als die auf der linken Seite. Eine Ursache hierfür könnte die analog zur Rechtshändigkeit muskulär ausgeprägtere Stabilität des rechten Hüftgelenks sein.

Eine Studie, in der die muskuläre Beschaffenheit der Patienten an der rechten und linken unteren Extremität und die jeweilige Belastung der rechten und linken Hüfte untersucht wird, könnte zu einer Klärung dieses scheinbaren Widerspruchs beitragen.

#### 5.1.8 Abhängigkeit von der varischen Schaftverkipfung

Auch wenn innerhalb dieser Studie aufgrund mangelnder Unterlagen nicht zwischen einer primären Fehlimplantation und sekundären Implantatverkipfung unterschieden werden konnte, ließ sich eine deutlich negative Beeinflussung der Varisation auf die Standzeiten der Schäfte erkennen (Abb.: 30 und 31). Varisch fehlpositionierte Schäfte hatten durchschnittlich 1 – 2 Jahre kürzere Standzeiten als zentrierte Implantate. Diese Feststellung deckt sich mit Ergebnissen anderer Studien (Dunn 1986, Schnittker 1986). Die Studie nach Mach (1993) stellt jedoch keine Korrelation zwischen der Schaftposition und der Standzeit fest.

Innerhalb der hier vorliegenden Studie waren desweiteren 4 Schäfte <2 mm, 32 Schäfte 2-5 mm und 29 Schäfte >5 mm eingesunken. Ein Einfluß der Migrationstiefe auf die Standzeit konnte nicht nachgewiesen werden.

## 5.2 Pfannen

### 5.2.1 Verankerungstechnik

Die Pressfit Pfanne erweist sich in dieser Studie mit durchschnittlich 12 Jahren als stabilste Pfanne, gefolgt von den zementierten PE Pfannen und Schraubbringen mit 11 respektive 9 - 10 Jahren Durchschnittsstandzeit..

Schon 1995 kam C.F. Treppe zu der Erkenntnis, dass die Pressfit Technik im Gegensatz zur zementierten einen festeren Halt der Pfanne ermöglicht, ohne das knöcherne Gerüst durch Polymerisationswärme und toxische Monomerbildung anzugreifen. Er beschrieb das Design der Pressfit Pfanne als acetbulumschonend. Durch die Polabflachung wird die Kraftleitung auf dem wenig tragfähigen Pfannenboden reduziert und stattdessen gleichmäßig auf die Peripherie verteilt. Der dünne Pfannenboden wird somit entlastet. Auch andere Studien lieferten gute Resultate über die Pressfit Pfanne (Kreutz 2000, Weber 2000). Negative Nebenwirkungen der zementierten Verankerungstechnik wurden schon bei den Schäften näher beschrieben. Sie treten gleichermaßen bei den Pfannen auf.

Die Schraubbringe, die innerhalb dieser Studie die kürzesten Standzeiten zeigten, sind umstritten, da ihr Gewinde in den acetabulären Knochen einschneidet, die subchondrale Sklerose zerstört wird und es so zu einem frühzeitigen Versagen des knöchernen Implantatlagers kommen kann (Jacob 1986).

Die Pfannen haben sich in den letzten Jahrzehnten in ihrer Form und Verankerungstechnik weiterentwickelt. Vor allem kam es zu Fortschritten bei den zementfreien Pfannen. So zum Beispiel mit der Balgristpfanne (Hauser 1991, 1993), nach dem Prinzip einer konischen Spreizschale, die unter Spannung (pressfit) implantiert wird und diese aufrechterhält bis zur knöchernen Verzahnung. Abstützringe sind eine Pfannenvariante, die bei Acetabuloplastie das Transplantat bis zur Konsolidierung vor mechanischer Belastung schützen (Wirtz 1997). Trabekulär orientierte Pfannen nach Copf / Holz (1983, 1991, 1992) verteilen die Belastung über radiär angeordnete Trabekel direkt in die Spongiosa des Acetabulums, sind zementfrei und

zusätzlich schraubenfixiert. Sie vertreten ein neues Verankerungsprinzip mit Perspektiven, insbesondere für den zementfreien Pfannenwechsel (Wirtz 1997). Seit mehr als 10 Jahren wird im Pfannenbereich Hydroxylapatit als bioaktives Oberflächenmaterial eingesetzt (Osborn 1987). Es soll den bony ingrowth bei zementfreier Endoprothetik erhöhen. Durch Initiierung einer schnellen Osteoblastendifferenzierung und direkter Knochenneubildung auf der HA Schicht soll eine schnelle Primärstabilität ohne Zement gewährleistet werden (Kärholm 1994). Es besteht jedoch das Problem der mechanischen Alterung und Resorption des Hydroxylapatits (Griss und Orth 1992, Wilke 1992).

Im Schaftbereich hat sich das Hydroxylapatit allerdings bereits bewährt obgleich es bei Schichtdicken von  $> 200\mu\text{m}$  vermehrt zu kohäsiven Riss- und Frakturbildungen in der HA – Schicht kommen kann (Callaghan 1992).

Als weitere Möglichkeit wurde von Urist erstmals das bone morphogenetic protein (BMP) beschrieben (Urist 1965, 1973). Es ist sowohl bei Osteoporose als auch in nicht ossifizierendem Gewebe wirksam. Auch ohne osteogene Zellen entstehen über enchondrale Knochenbildung vollständige Ossikels aus lamellärem Knochen mit hämatopoetischem Mark. Es stellt sich noch die Frage nach dem passenden Trägermaterial. Es sollte sinnvollerweise den physiologischen Gegebenheiten des Knochengewebes angepasst sein wie z.B. Kollagen, doch besteht der Nachteil der Kombination BMP und löslichen Kollagens in der Annahme einer semisoliden gelartigen Struktur.

Alternatives Trägermaterial sollte auch Keramik sein, da sie atoxisch, immunologisch inert und weder kanzerogene noch teratogene Wirkung zeigt. Die knochenmineralverwandte Keramik CaP schien dafür geeignet (Herr 1994, Lindholm 1993). Sehr gute Resultate konnten bisher bezüglich der Kombination zementfreie Titanprothese und BMP Zusatz erstellt werden. Das BMP wurde in einigen Studien nicht anhaftend, anstelle von Knochentransplantat zwischen Knochen und Prothese appliziert (Cook 2000, 2001). In der Studie nach Esenwein (2001) wurden BMP-beschichtete Titanimplantate in Hasenknochen mit nicht beschichteten Prothesen auf ihre Osteointegration hin miteinander verglichen und zeigten hervorragende Ergebnisse (Bessho 1999, Esenwein 2001).

### 5.2.2 Material und Abrieb

In der Materialforschung bezüglich der Pfannen von Hüftgelenkendoprothesen hat es in den letzten Jahrzehnten viele Entwicklungen und Versuche gegeben. 1953 führte Mc Kee eine Prothese ohne Zement mit Metall – Metall Paarung ein. Bereits 1952 erprobte Charnley die Materialkombination Teflon – Metall, um 1962 die Paarung PE - Metall mit Zementierung durchzusetzen. Seit 1979/80 (Willert et al.) ist man sich des PE Abriebes und den damit verbundenen Fremdkörperreaktionen mit Knochensubstanzverlust bewußt.

Die Metall – Metall Paarung zeigte sich damals mit einem geringeren Abrieb als die PE – Metall Paarung überlegen, vorausgesetzt die Geometrie der Gleitpartner ist optimal aufeinander abgestimmt (Weber 1992). Es bildete sich keine mit Kunststoff vergleichbare aggressive Gewebsreaktion bei metallischen Abriebpartikeln, so dass diese Materialpaarung bis heute anerkannt und in klinischer Anwendung ist (Semlitsch / Streicher 1989, Weber 1989). Sie wird heute bevorzugt bei jungen körperlich aktiven Patienten eingesetzt (Boutin 2002, Eckardt 2001, Paling et al. 1999, Sedel 1990, 1994).

Die Metall – Metall Pfannen zeigten auch in der hier vorliegenden Studie gute Ergebnisse mit durchschnittlich 10 Jahren Standzeit. Am längsten hielten hier jedoch die PE – Metall Pfannen (11,5 Jahre). Die kürzeste Standzeit wiesen die PE – Keramik Implantate auf (4 Jahre). Keramik – Keramik Paarungen waren in dieser Studie nicht vertreten. Diese Paarung ist seit 1970 in klinischer Anwendung und wird wie auch die Metall – Metall Paarung bevorzugt bei jungen aktiven Patienten verwendet, da auch hier das Problem des PE Abriebes nicht existiert (Willmann 1999).

In der Literatur fanden sich keine Studien, die die kurze Standzeit der PE – Keramik Paarung gegenüber der PE - Metall Paarung bestätigen oder erklären konnten. Bisweilen wurde über diese Materialpaarung nur Positives berichtet. Vor allem in der Biomaterialforschung und bezüglich des großen Prothesenproblems, des PE Abriebes, stellte sich die Keramik als idealer Kombinationspartner des PE heraus (Bos 1991, Weber 1992).

Seit mehr als 20 Jahren ist die Keramik (Aluminiumoxid) als Gleitpartner mit PE in klinischer Anwendung (Griss 1989). Die guten Ergebnisse bezüglich des PE Abriebs wurden anhand der physikalischen Eigenschaften der Keramik erklärt; ihrer glatten Oberfläche, guten Benetzbarkeit für die Körperflüssigkeit und ihrer

höheren Druckfestigkeit (Dawohl 1979, Dörre 1978, Plitz 1980, Semlitsch 1976, Semlitsch1991).

Innerhalb der hier vorliegenden Studie zeigte die Keramik als Gleitpartner mit PE zu 94% radiologisch keinen Abrieb.

Nur bei einer von 18 Pfannen (6%) wurde ein Abrieb von 1-2 mm festgestellt. Bei den PE – Metall Pfannen hingegen kam es in 29% der Fälle zu einem vergleichbaren Abrieb.

Aus der vorliegenden Studie kann geschlossen werden, dass nicht die Materialkombination zu den frühen Lockerungen führte, sondern viel wahrscheinlicher begleitende Umstände, wie z.B. Fehlpositionierungen der Pfannen. So zeigten sich 15 Mal Verkipnungen der Pfannen 2 Luxationen und 1 Protrusion. Bei 8 Pfannen handelte es sich um Zweitrevisionen.

#### 5.2.3 Einflußgröße : Gewicht

Der Einfluß des Körpergewichts auf die Standzeit ist in der Literatur umstritten (Plitz 1980). Innerhalb der hier vorliegenden Studie ist der BMI keine signifikante Einflußgröße. Die Tragezeiten verringerten sich durch leichtes Übergewicht bei zementierten Pfannen kaum, bei zementfreien Pfannen gar nicht.

#### 5.2.4 Einflußgröße : Fehlstellung der Pfanne

Die Fehlposition der Pfanne beeinträchtigt die Standzeit der Pfannen genau so wie die Varisation von Schäften. Eine zu steil implantierte bzw. verkippte Pfanne führt zu erhöhtem Verschleiß am kranialen Pfannenrand. Bei einem Acetabulumwinkel von  $> 50^\circ$  wurde ein erhöhter Pfannenabrieb festgestellt (Mach 1993, Plitz 1980). Die Pfanne wird nicht gleichmäßig durch den Kopf komprimiert und es besteht das erhöhte Risiko von Hüftgelenksluxationen. Es kommt zu einer kürzeren Standzeit der Pfanne und gehäuft zu aseptischen Lockerungen (Coudane 1981, Mach 1993, Sarmiento 1990, Schönrath 1985).

In dieser Studie waren 15 Pfannen im Flachtyp, 45 im Steiltyp und 62 normal positioniert. Es liess sich aufgrund mangelnder Unterlagen nicht zwischen primär fehlimplantierten und sekundär verkippten Pfannen unterscheiden. Die

Fehlstellungen der Pfannen verkürzten jedoch die Standzeiten bis zu 3 Jahren, unabhängig davon, ob das Implantat im Steil – oder Flachtyp verkippt war. Erhöhte PE Abriebe zeigten sich allerdings nur bei zu vertikal ( $>50^\circ$ ) positionierten Pfannen. Die zu flach implantierten Pfannen ( $<45^\circ$ ) zeigten in keinem Fall einen Abrieb.

### *5.3 Charnley Müller Schaft*

Die in dieser Studie festgestellten guten Standzeiten der Charnley – Müller Prothese (durchschnittlich 17,2 Jahre) finden sich in der Literatur teils bestätigt, teils widerlegt.

So zeigt sich in der Studie nach Mach (1993) ein schlechtes Ergebnis mit einer durchschnittliche Standzeit von 6,5 Jahren. J. Charnley selbst zeigte 1972 sehr gute Ergebnisse des Bogenschaftes mit einer Lockerungsrate von nur 1%. Auch Krismer und Mitarb. (1991) berichteten über einen deutlichen Unterschied zwischen den Lockerungsraten von Geradschäften (20,1% nach 6 Jahren) und dem Charnley – Müller Bogenschaft mit 16% nach 6 Jahren. Diese scheinbar widersprüchlichen Ergebnisse lassen den Schluß zu, dass hier nicht das Prothesendesign allein den Ausschlag für die Stabilität liefert, sondern andere nicht konstante Variablen der Studien Einfluß auf die Ergebnisse haben (z.B. unvollständige Nachuntersuchungsreihen etc.).

Das gute Resultat hier in der Studie ist somit nicht mehr als eine weitere Aussage zugunsten des Charnley – Müller Schaftes. Schließlich sind in diesem Implantat zwei der innerhalb dieser Studie als prognostisch günstig eingestuften Prothesenmerkmale vereinigt. Zum einen der Kragen und desweiteren die zementierte Verankerungstechnik.

### *5.4 Müllerschäfte*

Der **Müller Bogenschaft** wurde im Vergleich zum **Müller Geradschaft** in Studien sehr selten einzeln untersucht. In mehreren Arbeiten wurden die beiden Müller Schäfte (gebogen 1966 und gerade 1977) miteinander verglichen und auf ihre Revisionsraten und radiologischen Lockerungszeichen hin untersucht (Krismer 1991, Wilson Mc Donald 1989). Entgegen des Ergebnisses in der hier

vorliegenden Studie (durchschnittliche Standzeit des Geradschaftes: 8 Jahre und des Bogenschaftes: 13,4 Jahre), erwiesen sich in der Literatur die Geradschäfte als stabiler als die Bogenschäfte. Die frühzeitig hohe Revisionsrate des Bogenschaftes (vor allem im 3.–5. ten Implantationsjahr) wurde auf operationstechnische Schwierigkeiten zurückgeführt. Die gebogene Schaftform erschwert demnach die regelmäßige Zementummantelung und führt häufig zu varischen Fehlimplantationen. Beide Schwierigkeiten bedingen dann eine frühzeitige Schaftlockerung (Eyb 1987, Krismer 1991, Wilson Mc Donald 1989).

Die gehäuft varischen Fehlstellungen im Vergleich zu den Geradschäften konnten innerhalb der hier erstellten Studie bestätigt werden (4 x Bogenschaft zu 2 x Geradschaft).

In der Literatur spricht man zugunsten des Bogenschaftes vor allem im Zusammenhang mit geringen radiologischen Lockerungszeichen. Der Geradschaft zeigt hingegen starke Lysesäume, vor allem im proximalen Femurabschnitt (Gruen Zone 1 und 7) (Goodman und Schatzker 1987, Krismer 1991, Schmitz et al 1994, Swanson und Evarts 1984, Wilson Mc Donald 1989). Erklärt werden diese Lysesäume dadurch, dass die Kraftleitung beim Müller Geradschaft distal am grössten ist und somit vom calcar femoris abgeleitet wird. Zusätzlich wird das Fehlen eines Kragens an diesem Implantattyp mit als Ursache der proximalen Femurbelastung angesehen. Es begünstigen demnach 2 Faktoren des Prothesentyps das sogenannte stress shielding.

Ausgeprägte Lysesäume bzw. eine ausgeprägtere Calcaratrophie als bei anderen Schafttypen zeigten sich in der hier vorliegenden Studie nicht.

Der Müller Geradschaft wird als Schaft mit nachteiligen geometrischen Eigenschaften beschrieben (Draenert und Draenert 1992). Bei Implantation kommt es oft zu Zementmantelunterbrechungen an Bereichen, wo der Schaft direkt an den Knochen stößt. Aufgrund dieses nur unvollständigen Zementmantels kommt es zu frühzeitigen lokalen Osteolysen. Diese entstehen durch ausgedehnte Relativbewegungen an den Stellen der Kraftleitung Metall – Knochen. Der umliegende weichere Knochenzement wird zerrieben, unterminiert das Interface und führt so zu den frühen Osteolysen (Breusch 1998). Zusätzlich treten vermehrt Knochenfissuren und Kortikalisperforationen auf (Krismer 1991, Schneider 1987) und vor allem medial und lateral am



distalen Femur gehäuft Köcherbrüche (Breusch 1998). Diese radiologischen Veränderungen konnten in der hier vorliegenden Studie nicht bestätigt werden (1 Köcherbruch).

Eine hohe Migrationsrate wird beim Müller Geradschaft ebenfalls beschrieben. Hier in der Studie zeigten sich 4 eingesunkene Schäfte.

So zeigt sich in der Literatur also eine erhebliche Diskrepanz zwischen der guten Revisionsrate der Geradschäfte und den schlechten radiologischen Lockerungszeichen.

### *5.5 Lubinus SPII Schaft*

Die Lubinus SPII Prothese liefert sowohl in dieser Studie gute Ergebnisse (Durchschnittsstandzeit: 12,5 Jahre) als auch in der Literatur. In der multizentrischen Studie des schwedischen Nationalregisters (Herberts, Malchau, 1998) zeigte sie sich sogar der Charnley Prothese überlegen mit einer Überlebenszeit von 95% gegenüber 90%. In der Arbeit von Lengersfeld (1996) überzeugte der Lubinus SPII Schaft bei einem Kollektiv von 50 Patienten mit einer 100% igen Überlebensrate nach 8 Jahren.

Auch in der französischen ANAES Studie (2001) hielt der Lubinus SPII Schaft zu 90% 10 – 15 Jahre lang. Begründet werden die guten Ergebnisse über das Prothesendesign, welches Kragen, anatomische Schaftform und zementierte Verankerungstechnik miteinander kombiniert. Die Lubinus SPII Prothese wird als „überzeugend konstruiert“ beschrieben (Herberts und Malchau 1998).

Sie zeigen eine bessere Schaftzentrierung als Geradschäfte und begünstigen eine gleichmäßige komplette Zementummantelung (Breusch, Draenert 1998).

Alle in dieser Studie als favorabel herausgestellten Formelemente und die bevorzugte Verankerungstechnik erklären somit die gute Standzeit. Es fand sich in der Literatur keine Studie, in der der Lubinusschaft schlechte Ergebnisse zeigte.

### *5.6 ABG Schaft*

Mit einer durchschnittlichen Standzeit von 5,6 Jahren war der ABG Schaft das Implantat mit der höchsten Revisionsrate dieser Studie. Als jüngstes Hüftimplantat der 5 näher untersuchten Schäfte überraschte dieses Ergebnis. Die Literatur liefert dafür jedoch eine Erklärung.

Die Lockerungsursache liegt nicht an dem Schaftdesign, sondern vielmehr an der mitimplantierten Pfanne.

Der Schaft wurde als Implantat mit einem Zirkoniumoxidkopf und ABG-, Pressfit Pfanne (beide mit PE Inlay) oder einer zementierten PE Pfanne kombiniert eingesetzt. Zwischen 1994 und 1995 wurde eine konsekutive Serie von 195 zementfreien ABG Schäften implantiert und nachuntersucht. Schon nach 3 Jahren zeigten sich radiologisch ausgeprägte Lockerungszeichen mit Dezentrierung des Hüftkopfes in der Pfanne und erheblichen periprotetischen Osteolysen (Eckardt 2001). Auch Allain zeigte 1999 schlechte Ergebnisse in seiner Arbeit über zementierte ABG Pfannen (Zirkoniumoxid und PE – Paarung). Es stellte sich heraus, dass anders als von Willert (1999) beschrieben, die gegenüber dem Aluminiumoxid höhere mechanische Festigkeit und Bruchzähigkeit des Zirkoniumoxids zu einer höheren PE Abriebsrate geführt hatte (Blaise 1999, Jacob 1999).

Wie schon zuvor erwähnt (Material und Abrieb) führt eine erhöhte Menge von Abriebspartikeln (PE, Zement, Metall) zu Osteolysen, histiozytären Reaktion und Granulombildung im Knochen (Bos 1991, Scheller 1998). Je nach Ausmaß der Abriebspartikelbildung kommt es über die Gelenkkapsel zum Übergreifen der aggressiven Gewebsreaktion bzw. Entzündung vom Pfannenbereich auf den proximalen Femurabschnitt. Dieses Phänomen wird als „Polyethylen disease“ bezeichnet und tritt sowohl bei zementierten als auch zementfreien Schäften auf. Bevorzugt zeigt es sich aber bei den zementfreien Implantaten (Escola 1990, Griss 1993, Santavirta 1990). So erklärt sich eine konsekutive Schaftlockerung. Da es sich bei dem ABG Schaft um ein kragenloses Implantat handelt, fehlt der sogenannte sealing effect. Wie zuvor diskutiert könnte auch das die Calcaratrophie der ABG Prothesen vorangetrieben haben.

Innerhalb der hier vorliegenden Studie konnte radiologisch sowohl die Dezentrierung des Hüftkopfes in der Gelenkpfanne als auch die ausgeprägte Calcaratrophie bestätigt werden (Abb.50).

Nach Feststellung dieses PE Problems stellte die Firma der ABG Prothese (Howmedica) das „crossfire“ Polyethylen her. Es ist ein „crosslinked“ Polyethylen, in dem die einzelnen Moleküle fischnetzartig miteinander verbunden sind und einen festeren Werkstoff bilden sollen. Die ersten klinischen Ergebnisse sind bisher zufriedenstellend (Streicher 1999).

Dass der ABG Schaft auch gute Ergebnisse liefern kann, zeigt sich in den Ergebnissen der Schwedenstudie (Herberts und Malchau 1989), wo nach 6 Jahren post implantationem die Überlebenskurve noch bei 100% liegt. Auch in der französischen ANAES Studie (2001) zeigen sich bei den zementfreien Titanschäften (ABG 1) Überlebensraten nach 5 Jahren von 96%. So scheint das Ergebnis der hier vorliegenden Studie Prothesenschäfte zu beinhalten, die zu der schlechten Serie der ABG Implantationen zählen.

Es bleibt noch zu verdeutlichen, dass es sich in dieser retrospektiven Studie um eine Negativ Selektion handelt. Es wurde hier anders als in den unter den Literaturstellen erwähnten Studien nicht ein bestimmter Prothesentyp auf seine **erreichte Standzeit** hin untersucht (Follow-up), sondern die **Versagerrate** unter mehreren Prothesentypen mit ihren möglichen Ursachen herausgestellt. Damit unterscheidet sich diese Studie deutlich und einzigartig von den sonst prospektiv durchgeführten Follow-up Studien.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

In den Jahren 1990 – 2000 wurden in der orthop. Klinik der RWTH Aachen 150 Totalendoprothesenrevisionen nach aseptischer Lockerung durchgeführt, die Implantatstandzeiten bis zum Wechsel erfaßt und auf mögliche Einflussgrößen hin untersucht.

Es konnten folgende ***Einflussgrößen*** als ***begünstigend*** nachgewiesen werden:

### 6.1 Schäfte allgemein

- Die **anatomische Schaftform** gewährleistet 1 – 2 Jahre längere Standzeiten als die gerade Schaftform.
- Schäfte mit **Kragen** halten 7 – 10 Jahre länger als kragenlose Implantate.
- **Zementierte** Schäfte halten 1 – 4 Jahre länger als zementfreie und gewährleisten auch bei alten Patienten gute Standzeiten.
- **Erstimplantate** zeigen durchschnittlich 4 – 6 Jahre längere Standzeiten als Zweit – oder Drittimplantate.
- **Zentrierung** des Schaftes im Markkanal gewährleistet 1 – 2 Jahre längere Standzeiten als verkippte Schäfte.
- **Nicht eingesunkene Schäfte** halten 1 – 3 Jahre länger als eingesunkene Schäfte.

### 6.2 Pfannen allgemein

- Die **Pressfit Pfannen** halten 1 – 5 Jahre länger als die zementierten hemisphär. PE Pfannen und vor allem die Schraubringe.
- **Erstimplantate** zeigen durchschnittlich 1 – 5 Jahre längere Standzeiten als Zweit – oder Drittimplantate.
- Ein **Optimaler Pfannenwinkel** führt zu 1 – 3 Jahre längeren Standzeiten und vermindertem PE Abrieb des Pfanneninlays.
- Die **PE – Keramik** führt zum geringsten PE Abrieb

**Für Pfannen und Schäfte zeigen sich folgende Einflussgrößen gleichermaßen als ungünstig**

- **Das hohe Implantationsalter:** Bei den über 70 Jährigen Patienten kommt es vermehrt zu frühen aseptischen Lockerungen. Das beste Implantationsalter dieser Studie liegt in der mittleren Altersgruppe, den 51 – 60 Jährigen.
- **Linksseitigkeit:** Links halten die Implantate tendentiell schlechter als auf der rechten Seite .

Als *nicht eindeutig* und *unsicher* werden folgende ***Einflussgrößen*** gewertet :

- **Gewicht**
- **Geschlecht**

### *6.3 Schaftspezifisch (Herstellerabhängig)*

Im Hinblick auf die Herstellertypen von Schäften ergab sich folgendes

Die Charnley Müller Prothese der Zimmer AG erwies sich in dieser Studie, unabhängig von den signifikanten Einflußgrößen, als Schafttyp mit den längsten Standzeiten. Sowohl unter den Erstimplantaten als auch bei Patienten mittleren Implanationsalters wurde sie als bester Schafttyp ermittelt.

Die Müller Bogenschäfte und Lubinus SP II Prothese hielten unabhängig von den Einflußgrößen durchschnittlich mehr als 10 Jahre und platzierten sich in dieser Reihenfolge hinter der Charnley Müller mit Differenzwerten von 1-8 Jahren.

Der Müller Geradschaft schnitt mit durchschnittlich 8 Jahren Standzeit vor der ABG Prothese mit Durchschnittsstandzeiten von 5,6 Jahren ab.

### *6.4 Pfannenspezifisch (Typenabhängig)*

Im Hinblick auf die einzelnen Pfannentypen ergab sich folgendes :

Unabhängig von der Verankerungstechnik hielten die PE Pfannen länger als die aus Metall (2 – 4 Jahre längere Standzeiten). Im Vergleich der Verankerungsmethoden erzielte die Pressfittechnik neben den hemisphärisch zementierten Pfannen und den Schraubringen durchschnittlich 1 – 4 Jahre längere Standzeiten. Sowohl unter den Erstimplantaten als auch unabhängig von jeglicher untersuchter Einflußgröße dieser Studie stand die Pressfit Pfanne vor den zementierten PE Pfannen und Schraubringen.

Die Durchschnittsstandzeiten von 12,5 (Erstimplantaten) und 11,5 Jahren (Revisionspfannen) überzeugten gegenüber den PE - und Schraubringwerten (11 und 11 Jahren) und (9 und 9 Jahren).

Mit durchschnittlich 9 – 11,5 Jahren erwiesen sich die PE – Metall und Metall – Metall Paarungen als länger haltbar als die Paarungen mit Keramik (4 Jahre ), wobei die Ursache der schlechten Ergebnisse der PE - Keramik Paarung wie zuvor schon erklärt nicht an der Materialkombination selbst liegen.

Möglicherweise gehen hier die schlechten Ergebnisse der ABG- Prothese mit PE- Zirkoniumoxid - Keramik Paarung ein. Diese sind streng von den Ergebnissen mit der Gleitpaarung PE- Aluminiumoxid - Keramik zu trennen.

Bei der PE – Keramik Paarung war der PE Abrieb am geringsten ausgeprägt und am meisten bei der PE – CoCr Paarung. Eine Steilstellung und lange Standzeit der Pfannen begünstigte den PE Abrieb.

### *6.5 Schlussfolgerung*

Innerhalb dieser Studie zeigen die zementierten, anatomisch geformten Schäfte mit Kragen, die zementfreien Pressfit – Pfannen und der Keramikkopf als PE Gleitpartner die besten Standzeiten.

Dieses Ergebnis befürwortet damit das Prinzip der Hybridprothese.

Der Studie zufolge müßte dieses Prinzip die Lösung für eine langanhaltende endoprothetische Hüftversorgung sein.

## 7.1 Erfassungsbogen

Name:

Alter :

Geschlecht : w ☐ m ☐

Gewicht :

Größe :

**Betroffene Hüfte** : rechts ☐ links ☐

### Körperliche Einschränkung wegen Vorerkrankungen :

- ☐ Rheumatische Arthritis
- ☐ Hemiplegie
- ☐ Kardiovaskuläre Erkrankungen
- ☐ Knie TEP
- ☐ Osteoporose
- ☐ Diabetes
- ☐ Gicht
- ☐ Arthrose
- ☐ Kortisonmedikation
- ☐ Hepatitis
- ☐ Lungenerkrankungen

**Voroperation der betroffenen Hüfte** : Datum :  Ort :

Datum des Prothesenwechsels :  Name der Prothese :  Firma :

### MATERIAL:

|        | PE                       | Titan                    | CoCr                     | Keramik                  | Metall                   | Oberfl.Struktur      | zementiert               | zementfrei               |
|--------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|----------------------|--------------------------|--------------------------|
| Pfanne | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="text"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Schaft | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="text"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| Kopf   | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="text"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

### FORM:

anatom. gerade lateralisiert lang Standard gefenstert schmal Kragen

Schaft ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

Pfanne :Schraubring ☐ hemisphärisch ☐ andere ☐

**Standzeit** :

**Primärposition** : korrekt ☐ fehlerhaft ☐ unbekannt ☐



Röntgenaufnahme : Datum :

- ☐ Becken a.p.(Maßstabaufnahme)  
☐ Hüfte a.p. Lauenstein-Projektion  
☐ Hüfte mit Oberschenkel auf langer Platte a.p.  
☐ Lauenstein-Projektion

**Pfannenlysesaum (Röntgenbildmillimeter)**

- ☐ Kein Lysesaum  
☐ Partieller Lysesaum  $\leq 1\text{mm}$  in einer der DeLee Zonen  
☐ Zunehmender Lysesaum  $>1\text{mm}$  in einer der DeLee Zonen  
☐ Kompletter Lysesaum  $\leq 1\text{mm}$  in allen DeLee Zonen  
☐ Lysesaum  $> 1\text{mm}$  in allen DeLee Zonen  
☐ Pfannenmigration ☐ Verkipfung ☐ Steiltyp ☐ Flachtyp

**Knöcherner Pfannendefekt :**

- ☐ Kein Knochendefekt erkennbar  
☐ Knochendefekt an zementierten Verankerungslöchern , keine Randdefekte  
☐ intakter vorderer und hinterer Pfeiler  
☐ Knochendefekt am kranialen Pfannenrand , vorderer und hinterer Pfeiler intakt  
☐ Zerstörung des kranialen Pfannendaches  
☐ Zerstörung des medialen Pfannengrundes  
☐ Kranialer und medialer Pfannenrand zerstört , vorderer oder hinterer Pfeiler zerstört  
☐ Kranialer und medialer Pfannenrand zerstört , vorderer und hinterer Pfeiler zerstört

**Schaftlysesaum :**

- ☐ Kein Lysesaum  
☐ Partieller Lysesaum  $\leq 1\text{mm}$  in einer der Gruen Zonen  
☐ Zunehmender Lysesaum  $>1\text{mm}$  in allen Gruen Zonen  
☐ Kompletter Lysesaum  $\leq 1\text{mm}$  in allen Gruen Zonen  
☐ Lysesaum  $> 1\text{mm}$  in einer der Gruen Zonen  
☐ Schaftmigration ☐  $\leq 2\text{mm}$  ☐ 2-5mm ☐  $>5\text{mm}$   
Verkipfung ☐ varisch ☐ valgisch ☐

Knöcherner Schaftdefekt :

- ☐ Kein Knochendefekt
- ☐ Partieller Calcar-Defekt , intakte Metaphyse , intakte Diaphyse
- ☐ Kompletter Calcar-Defekt , Subtrochantär-Region intakt , intakte Diaphyse
- ☐ Kompletter Calcar-Defekt , Subtrochantär-Region zerstört
- ☐ Metaphyse zerstört , medial-diaphysärer Schaftdefekt
- ☐ Metaphyse zerstört , lateral-diaphysärer Schaftdefekt
- ☐ Zirkulärer Schaftdefekt , komplette Zerstörung von Metaphyse und proximaler Diaphyse

**Periartikuläre Ossifikationen**

- ☐ Keine
- ☐ Ossifikationsinseln
- ☐ Zapfen bis 1cm Lücke
- ☐ Zapfen mit < 1cm Lücke
- ☐ Komplette überbrückend , Ankylose

**PE Abrieb**    Ja ☐    medial ☐ oben extern ☐  
Nein ☐

## 7.2 Historische Entwicklung der Endoprothesen im Überblick

1840

**Carnochan entwickelt ein Holzkiefergelenk ohne Zement**

1890

Pean entwickelt den ersten künstlichen Schultergelenkersatz

Gluck entwickelt eine ELFENBEIN KNIEGELENKPROTHESE

>> zu infektionsanfällig

**Gluck wandte schon Knochenzement an (Kolophonium, Bimssteinpuder, Gips)**

**(Gluck 1890, Willard 1981)**

1917/23

Smith-Peterson entwickelt die Mouldarthroplastik für das Hüftgelenk (= Kappe, die zwischen Pfanne und Kopf locker aufsitzt und aus Glas (1917), Plexiglas (1923) oder Viskaloid (1928) besteht.>>Cup ist beweglich und es gibt keinen Gelenkfixpunkt, um welchen Bewegungsexkursionen erfolgen (Smith-Peterson 1948, 1947).

1938

Wiles konstruiert die erste klinisch brauchbare Hüft TEP (die Pfanne ist mit Schrauben ins Becken fixiert; der Schaft mit Bolzen im Knochen verankert) (Kletter 1939)

1939

Smith-Peterson entwickelt die ERSTE METALL HÜFTGELENKSPROTHESE (Schaft, Kopf, Pfanne) (Metallkappen aus CoCrMo-Guß) (Smith-Peterson 1939)

1944

Moore entwickelt die erste zusammenhängende Prothese (Moore 1943).

1946

Judet entwickelt die PLEXIGLAS PROTHESE/STIFTENDOPROTHESE im Schenkelhals (Judet 1947, 1950, 1952).

1950

Tompson und Moore vertiefen die Metall Prothesenforschung (Vitallium = Thompsonschaft / Gefenstert = Mooreschaft) (Moore 1952, 1957, Thompson 1952, 1954).

Timmermanns entwickelt die Stiftendoprothese aus Polyurethan.

**ALL DIESE PROTHESEN WAREN HEMIALLOARTHROPLASTIEN VON SCHLECHTER BIOKOMPATIBILITÄT UND GEWÄHRLEISTETEN NUR EINE SCHLECHTE VERANKERUNG!**

1956

Mittelmeier klärt histologisch die Ursache der schlechten Biokompatibilität von Plexiglas – Prothesen.

McKee-Farrar wendet ZUM ERSTEN MAL EINE METALL/METALL-PAARUNG an (28mm Kugel CoCrMo/Protasul 1) (McKee 1951, 1966).

## **LOW FRICTION ARTHROPLASTY**

1959/60

Charnley entwickelt die erste stabilere Prothese unter Verwendung von Methylacrylat. Dadurch vermindern sich die Druck- und Scherkräfte um das 30 fache. Die Pfannendachplastik wird allerdings mit 2 Schrauben beibehalten. Zuerst werden Teflonpfannen und AISI 316L rostfreier Stahl als Kopf benutzt.

1963

Aufgrund des zu hohen Abriebs und den daraus resultierenden Fremdkörperreaktionen wird die POLYETHYLEN / METALL – PAARUNG eingesetzt. Chirulen (Hochmolekulares Niederdruckpolyethylen) für die Hüftpfanne in Paarung mit der 22 mm -Metallkugel aus FeNiCrMo ZEMENTIERT. (Charnley 1960, 1961, 1963, 1964, 1968, 1970, 1972).

1962

McKee-Farrar testen Prothesen mit 49 mm Kopfdurchmesser und Thompson-Vitalliumschaft (McKee 1969).

1964

Müller testet die Materialien CoCrMo/Protasul 1 und einen 32 mm Kopfdurchmesser (Müller 1963, 1966, 1967).

1965/66

Testung von Polyethylenpfannen und Metallpfannen mit Polyethylengleitlagern.

## 1966

Buchholz testet 38 mm Kopf und eine Polyethylenpfanne in HORSE SHOE FORM. Die Inkongruenz sollte zu vermindertem Abrieb führen, da sie eine kleinere Belastungszone darstellte. Außerdem ließ diese Form Platz für die Psoassehne (Buchholz 1973).

## 1968

Ring versieht die Metallpfanne mit Schrauben, die in den posterioren Tragpfeiler hineinragen (Ring 1968).

Weber & Huggler entwickeln die ROTATIONSENDOPROTHESE MIT ZAPFENGelenK und CCD - Winkel aus Metallpfanne, Polyesterkopf, CoCrSchaft und 44 –56mm Kopfdurchmesser (Huggler 1965, 1968, 1969, 1973, Weber 1970, 1973, 1974).

## 1969

Christiansen entwickelt die 2-teilige Hüftkopfrotationsprothese mit wechselbaren Kunststoffkugeln und Metallkappenüberzug (Christiansen 1969).

Charnleyprothesen werden mikroporös gestaltet (Charnley 1973).

## ***BEGINN DER ZEMENTFREIEN ENDOPROTHETIK***

>>>Beginn der verschiedenen Stielgrößen, porous & bioaktive coating, Schaftformen, sandgestrahlte Oberflächen, Torsionsgrade, .....

## 1970-74

Boutin kombiniert einen Aluminiumoxid - Keramikkopf und die Keramikpfanne mit der Intention einen minimalen Abrieb zu gewährleisten (Boutin 1974, 1979).

## 1972

Müller benutzt Protasul 10, welches eine hohe dynamische Belastbarkeit hat (Müller 1963, 1967, 1970).

Judet schafft eine Prothese aus POROMETALL (Oberflächenvergrößerung) (Judet 1975, 1978).

Freemann, Furya, Wagner und Gerard entwickeln die Femurhalbkappen, die nach minimaler Resektion der artikulierenden Gelenkflächen mit einer PE Pfanne kombiniert der stress shielding protection dienen sollen. Sie wurden in der Kombination Metall-PE und Aluminiumoxidkeramik - Aluminiumoxidkeramik entwickelt. (Freemann 1975, Gerard 1974, Semlitsch 1976, Wagner 1975).

## 1974

Mittelmeier kombiniert erneut KERAMIK & KERAMIK zementfrei und entwickelt Pfannen und Schäfte mit Tragrippen für den besseren Knochenanbau. "Autophor" "Xenophor" (Mittelmeier 1974, 1986).

**1974** : Stieltyp1 (zirkuläre Tragrippen) **1976** : Typ2 (Längsrippen)

**1984** : Typ3 (kleinerer Schenkelhalsneigungswinkel)

Der Charnleyschaft wird abgerundet und es werden zementaufhaltende Ränder am Schaft geschaffen (flat back > round back).

## 1975

Der Lordschaft wird entwickelt (Mikroprofilierung durch madreporische Rundstielprothese).

## 1976

Es entsteht die Keramikkopf und HDP Pfannenpaarung.

1978

Die Zweymüllerprothese wird entwickelt (Ti6Al-4V/Protasul 64WF zementiertfrei) mit einem keilförmigen Schaft >>Preßsitz Model (Zweymüller 1982).

Ring versucht eine zementfreie Metall - Metall Paarung.

1979

Charnley setzt die ZEMENTFREIE KONISCHE PFANNE in Kombination mit einem zementfreien Metallschaft ein. Es kommt zu einer Zementverbesserung durch Beimischung von Kohlefasern und Hydroxylapatit Granulat >>Er wird niederviskös mit erhöhter Festigkeit und besserer bioaktiver Knochenattraktion.

1980

Bosch und Man probieren zum ERSTEN MAL die Kombination KURZFASERPFANNE – KOHLENSTOFF.

1981

Aldinger u. Mitarb. ersetzen den knochenanpassenden Zement durch CT - Berechnung und damit individuell hergestellte Prothese (Aldinger 1984).

### **BEGINN DER COMPUTERPROTHESE**

1982

Endler schafft die zementfreie PE Schraubpfanne (Endler 1982).

Mc Kee gibt Metall - Metall auf und kehrt sich zur Keramik – Aluminium Materialpaarung.



1983

Ring fordert zementfreie konische Pfannen aus Polyethylen.

1986

Entwicklung zementfreier Vanadium Ti6Al7Nb/Protasul 100 Schäfte mit Schafttrauhigkeit "Elite"Prothese (modular) nach Charnleys Grundbauplan.

1987

CMK3 monobloc aus Inox 306LVM erscheint.

1988

CoCrMo/Protasul 21 & 28 mm Kugeln  
CMK3 aus Titankopf und -schaft.

1988-92

Hydroxylapatitbeschichtete Prothesen werden getestet. Sie fördern die Osteoinduktion (durch Osteoklasten abgebautes HA wird durch neugebildeten Knochen ersetzt) (Bauer 1991).

1989

Harris und Maloney führen die HYBRIDENDOPROTHESE ein.  
(ZEMENTIERTER SCHAFT MIT ZEMENTLOS FIXIERTER PFANNE ) (Harris 1989).

Mulier erstellt ein weiteres Konzept zur Anfertigung von Individualprothesen (Mulier 1989).

## 1990

Feststellung der Pfannenwanderung durch u.a. Kärrholm & Snorrason, Engh, Maloney & Dimon >> konische Schraubpfannen haben bessere Fixation; ebenso hemisphärische Pressfit Cups.

## 1992

Perfektionierung der Computerhüfte durch optimierte Oberflächengestaltung.

Jansson beschreibt die Zementkanalprothese (Jansson 1992).

Täger beschreibt die Hohlschaftprothese (Täger 1992).

Copf /Holz beschreiben das Prinzip der trabekulär orientierten Prothesen (Pfanne und Schaft).

### 7.3 Literaturstellen

#### A.)

**Aldinger.G.:** Computergestützte Herstellung individuell anatomischer Endoprothesen. Z. Orthop. 122 (1984) 733-736

**Allain.J.** et al.: Poor eight – year survival of cemented circonia – polyethylene total hip replacement . J. Bone Jt. Surg. 81B (1999) 835 – 842

**ANAES Studie** .: prothèses totales primaires de la hanche : evaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires (octobre 2001)

**Anthony.P.P.,** Gie.C.A., Ling.R.S.M., Howie.C.R.: Localised endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. J. Bone. Jt. Surg. 72 – B (1990) 971 - 979

**Aspenberg.P.,**S.Goodman, S.Toksvig–Larsen, L.Ryd.: Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth : titanium implants in rabbits. Acta. Scand. 63 (1992) 141–145

#### B.)

**Barrack.R.L,** Mulroy.R.D, Harris.W.H.:Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty; J. Bone Jt. Surg. 74 (1992) 385 – 389

**Bauer.T.N.:** Hydroxyapatite-coated femoral stems. J. Bone. Jt. Surg. 73A (1991) 1439-1452

**Beldner.W.,** Niedermeier.W., Marx., Spiekermann.: Silikatisieren als Oberflächenkonditionierung von Metallen für den hydrolysebeständigen Verbund mit Kunststoffen.Quintessenz Verlag 43 (1992) 103 - 115

**Berner.J.,** Diebold.J., Löhrs.U.:Histologische und morphometrische Untersuchungen an femora mit stabilen Hüftgelenksendoprothesen. Eine Autopsiestudie mit besonderer Berücksichtigung der zur Spätlockerung führenden Faktoren. Z. Orthop. 133 (1995) 460-466

**Bessho.K** et al.: BMP stimulation of bone response adjacent to titanium implants in vivo. Clin. Oral Implants Res. 1999 Jun; 10 (3) 212 - 8

**Blaise .L.,** Villiermaux.F.: Zirkonoxyd – Aluminiumoxyd als neue Keramik – Keramik Gleitpaarung für Hüftgelenkendoprothesen. Z. Orthop. 137 (1999) A29

**Bos.I.**, Lindner.B., Seydel.U.: Untersuchungen über die Lockerungsursache bei zementierten Hüftgelenksendoprothesen. Licht – und elektronenmikroskopische Untersuchungen und Laser – Mikrosonden – Massenanalyse. Z. Orthop. 128 (1990) 73 – 82

**Bos.I.** et al.: Unterschiede des Polyäthylenabriebs bei Hüftgelenkendoprothesen mit Keramik und Metall – Polyäthylenpaarung der Gleitflächen Z. Orthop. 129 (1991) 507

**Boutin.P.**: Arthroplastie totale de hanche par prothèse d'alumine frittée. Rev. chir. Orthop. 58 (1972) 229

**Boutin.P.**: Les prothèses totales de hanche en alumine. L'ancrage direct sans ciment dans 50 cas. Rev. chir. Orthop. 60 (1974) 233

**Boutin.P.**, Blanquauaert.D.: Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche, cahier d'enseignement de la SOFCOT.10 (1979) 27-44

**Boutin.P.** et al.: Alumina on Alumina total hip arthroplasty J. Bone Jt. Surg. 84A (2002) 69

**Breusch.S.J.**, Draenert.Y., Draenert.K.: Die anatomische Basis des zementierten Femurstiels . Z. Orthop. 136 (1989) 554 – 559

**Breusch S.J.**, Draenert Y, Draenert K,: The rational for cemented stem design. Z. Orthop. 136 (1998) 554 - 559

**Brewis.D.N.**, Comyn.J., Tegg.J.L.: The durability of some epoxide adhesive – bonded joints on exposure to moist warm air. Int. J. Adhesion and Adhesives 1 (1980) 35

**Buchholz.H.W.**, A.Siegel.: Erfahrungen mit Refobacin – Palacos in der Prothesenchirurgie. Akt. Traumat. 3 (1973) 233

**Buchholz.H.W.**: Das künstliche Hüftgelenk, Modell St.Georg. In: Der totale Hüftgelenkersatz, hrsg. von H.Cotta, K-P.Schulitz, Thieme, Stuttgart (1973) 81

## **C.)**

**Callaghan.J.J.**: Total hip arthroplasty – clinical perspective Clin. Orthop. 276 (1992) 33 – 40

**Cavarria.L.**, Dowson.D., Fisher.J., Jobbins.B.: The influence of bone and bone cement debris in the sliding wear tests of UHMWPE on stainless steel. Emng. Med. 204 (1990) 65 - 70

**Charnley.J.:** Acrylic cement in orthopaedic surgery. Livingstone, Edingburgh 1970

**Charnley.J.:** Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur J. Bone. Jt. Surg. 42B (1960) 28-30

**Charnley.J.:** Arthroplasty of the hip –a new operation, Lancet.1 (1961) 1129

**Charnley.J.:** Arthroplasty of the hip-a new operation. Lancet (1963) II 1129

**Charnley.J.:** Biomechanical considerations in total hip prosthetic design. proceedings of the first open Scientific meeting of the Hip Society (1973) Mosby, St.Loious 1973

**Charnley.J.:** Ersatz des Hüftgelenkes durchTotalendoprothese, Triangel (De.) 8 (1968) 211

**Charnley.J.:** How our joints are lubricated. Triangle. 4 (1960) 175

**Charnley.J.:** Surgery of the hip-joint. Brit. med. J. (1960) /I,821

**Charnley.J.:** The bonding of prostheses to bone by cement. J. Bone. Jt. Surg. 46B (1964) 518

**Charnley.J.:** The long term results of low friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention, J. Bone. Jt. Surg. 54B (1972) 61

**Charnley.J.:** The lubrication of animal joints in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. Ann. Rheum. Dis. 19 (1960) 19

**Christiansen.T.:** A new hip prosthesis with trunnion – bearing. Acta chir. scand. 135 (1969) 43

**Collis.D.K.:** Long-term results of an individual surgeon. Orthop. Clin. North. Am. 19 / 3 (1988) 541-550

**Cook.S.D., Georgette.F.S., Skinner.H.B., Haddad.R.J.:** Fatigue properties of carbon – and porous – coated Ti6Al4V alloy. J. Biomed. Mater. Res. 18 (1984) 497 – 512

**Cook.S.D.et al.:** The Otto Aufranc Award. Strut allograft healing to the femur with recombinant human osteogenetic protein –1. Clin. Orthop. 2000 Dec; (381) 47 - 57

**Cook.S.D et al.:**The use of osteogenetic protein-1 in reconstructive surgery of the hip. J.Arthroplasty 2001 Dec; 16 (8 Suppl. 1) 88 – 94

**Cooper.J.R., Dowson.D., Fisher.J., Jobbins.B.:** Ceramic bearing surfaces in total artificial joints : resistance to third body wear damage from bone cement particles. J. Med. Eng. Technol. 15 (1991) 63 - 67

**Coudane.H.**, Ferry.A.: Aseptic loosening of cemented total arthroplasties of the hip in relation to positioning of the prosthesis. Acta Orthop. Scand. 52 (1981) 201 – 205

## **D.)**

**Dawhil.W.**, Mittelmeier.H., Dörre.E.: Tribologie von Hüftgelenkendoprothesen aus Aluminiumoxid - keramik. Med. Orthop. Techn. 99 (1979) 114

**DeLee.J.G.** and Charnley.J.: Radiologic demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin. Orthop. 121: 20 (1976)

**Delling.G.**, Kofeldt.C., Engelbrecht.E: Knochen-und Grenzschichtveränderungen nach Anwendung von Knochenzement–Langzeitbeobachtungen an humanen Biopsie-, Operations – und Autopsiematerial. In : Willert.H.G., G.Buchhorn: Knochenzement–Werkstoff, klinische Erfahrungen, Weiterentwicklungen. Huber Verlag, Bern 1987

**Delling.G.**, Hahn.M.: Quantitative and qualitative analysis of the bone / cement interface in relation to the structure of bone. Symp. Biomaterial. Göttingen. 1992

**Dörre.E.**, Dawhil.W.: Mechanische und tribologische Eigenschaften keramischer Endoprothesen. Biomed. Techn. 23 (1978) 305

**Draenert.K.**, Draenert.Y.: Die Adaptation des Knochens an die Deformation durch Implantate. Strain adaptive bone remodelling. In : Forschung und Fortbildung in der Chirurgie des Bewegungsapparates : Art and science (1992)

**Draenert.K.**, Draenert.Y, Garde.U, Ulrich.C,: Manual of cementing technique. Springer Verlag, Berlin (1999)

**Duchenne.G.B.**: Physiologie des mouvements. Ballière. Paris 1867

**Dunn.A.W.**, Hamilton.R.L.: Müller curved stem total hip arthroplasty : long term follow up of 185 consecutive cases. South. Med. J. 79 (1986) 698 – 701

## **E.)**

**Eckardt.A.** et al.: PE Abrieb und Pfannenmigration 5 Jahre nach zementfreier Pressfit Pfanne Z. Orthop. (2001) D076

**Eckardt.A.** et al.: 5 Jahres Ergebnisse nach zementfreier Hüftendoprothetik mit ABG Prothese : Abrieb und azetabuläre Osteolysen, Z. Orthop. (2001) D082

**Effenberger.H.:** Zementfreie Standardimplantate.Hüftendoprothetik. Thieme (1996) 32 - 36

**Endler.M., Endler.F.:** Erste Erfahrungen mit einer zementfreien PE Schraubpfanne. Orthop. Prax. 18 (1982) 319-323

**Engelbrecht.D.J., Weber.F.A., Jakim.M.B.E., Sweet.I.:** Long – term results of revision total hip arthroplasty .J. Bone. Jt. Surg. 72B (1990) 41-45

**Engesaeter.L.B, Leif.I, Havelin, Espehaug.:** Effects of age and sex on the early failures in 15.094 primary total hip replacements. Acta. Orthop. Scand. 63 Suppl. 248 (1992) 41

**Escola.A. et al.:** cementless revisions of aggressive granulomateous lesions of hip replacements. J. Bone Jt. Surg. 72 B (1990) 212

**Esenwein.S.A et al.:** Osteogenetic activity of BMP – 3 – coated titanium specimens of different surface texture at the orthotopic implant bed of giant rabbits. Chirurg 2001 Nov; 72 (11) 1360 - 8

## **F.)**

**Fagan.M.J., Lee.A.J.C.:** Role of collar on the femoral stem of cemented total hip replacement. J. Biomed. Eng. 8 (1986) 195 - 304

**Franzén.H,** Bengt Mjöberg, Önnarfält.R.: Early loosening of femoral components revised with cement – a roentgen stereophotogrammetric study; Acta. Orthop. Scand. 63 (Suppl. 248) (1992) 41

**Freeman.M.A.R., S.A.V.Swanson., W.H.Day., R.J.Thomas.:** The reference is conservative total hip replacement of the hip. J. Bone. Jt. Surg. 57B (1975) 114

**Furlong.R.J., Osborn.J.F.:** Fixation of hip prosthesis by hydroxyapatite ceramic coatings. J. Bone. Jt. Surg. 73 – B (1991) 741 – 745

## **G.)**

**Geesink.R.G., Hoefnagels. N. H.:** Six year – results of hydroxyapatite – coated total hip replacement. J. Bone. Jt. Surg. 77 – B (1995) 534 – 547

**Geesink.R.G., Manley.M.T.:** Hydroxyapatite Coating in Orthopaedic Surgery. Raven Press, (1993)

**Gérard.Y., Ph.Segal, J.S.Bedoucha:** L'arthroplastie de la hanche par cupules couplées. Rev. Chir. Orthop. 60 (1974) ,Suppl. II. 281

**Gluck.T:** Die Invaginationsmethode der Osteo – und Arthroplastik. Berl. Wschr. 19 (1890) 732

**Gluck,T.:** Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern, Berlin. Klein. Woch. 18 (1890) 421

**Gluck,T:** Dr.Gluck's method of inserting ivory joints as a substitute for excised bones, London. Brit. Med. J. 2 (1890) 643-645

**Goodman.S.B., Schatzker.J.:** Intermediate results of a straight stem prosthesis in primary hip arthroplasty Clin. Orthop. 217 (1987) 111 - 122

**Griss.P.:** Gesichertes und Neues aus der Biomaterialienforschung. Z. Orthop. 131 (1993) 488 – 495

**Gruen.T. A., Mc Neice G. M., Amstutz H. C.:** Modes of failure of cemented stem – type femoral components. Clin. Orthop. 141 (1979) 17

## **H.)**

**Harrigan.T.P., Harris.W.H.:** A three dimensional non – linear finite element study of the effect of cement prosthesis debonding in cemented femoral total hip components. J. Biomechanik. 24 (1991) 1047 - 1058

**Harris,W.H.:** Proximal strength distribution in the loaded femur : An in vitro comparison of th distributions in the intact femur and after insertion of different hip replacement femoral components; J. Bone Jt. Surg. 60 A75 (1978)

**Harris.W.H, Maloney.W.J.:** Hybrid Total hip arthroplasty; Clin. Orthop. Rel. Res. 249 (1989) 21

**Harris.W.H.:** Intraoperative measurement of rotational stability of femoral components of total hip arthroplasty. Clin. Orthop. 266 (1991) 119 – 126

**Hauser.R.:** Die Balgrist – Pfanne in der zementfreien Endoprothetik von Dysplasiecoxarthrosen und von anderen Acetabulumdefekten. Z. Orthop. 129 (1991) 183 - 187

**Havelin, Leif.I, Espehaug.B, Stein.E, Vollset :** Early failures of cemented and uncemented total hip prostheses – the Norwegian National Register for Joint Replacements; Acta. Orthop. Scand. 63 (Suppl. 248) (1992) 33

**Heisel.J., Schmitt.E., Mittelmeier.H.:** Differentialtherapie des alloplastischen Gelenkersatzes bei rheumatischer Hüftgelenksdestruktion. Orthop. Praxis. 26 (1990) 17 - 24



- Henssege.E.J.:** Die anatomisch angepaßte Endoprothese des proximalen Femures. Z. Orthop. 123 (1985) 821 – 828
- Herberts.P,** Ahnfeld.L, Malchau.H, Strömberg.C, Anderson.G.B.J.: Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty. Clin. Orthop. 249 (1989) 48 - 55
- Herberts.P,** Malchau.H,: Long term registration has improved the quality of hip replacement ( A review of the Swedish THR Register comparing 160.000 cases); Acta. Orthop. Scand. 71 (2000) 111 - 121
- Herberts.P,** Malchau.H,: Presidential Guest Speaker. How outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. Clin. Orthop. 344.( 1997) 44 - 60
- Herr.G.,** Küsswetter.W., Thielemann.F., Schmid.U., Holz.U.: Kombination von BMP mit verschiedenen keramischen Trägermaterialien. Hefte Unfallchirurgie 241 (1994 )168 - 175
- Hierton.C,** G.Blomgren, V.Lindgren.: Factors associated with early loosening of cemented total hip prostheses. Acta. orthop. scand. 54 (1983) 168-173
- Holz / Copf :** Eine biomechanische Lösung zur dauerhaften Verankerung künstlicher Hüftgelenkspfannen. Z. Orthop. 121 (1983) 30 – 42
- Holz / Copf :** Die Implanat der trabekulär orientierten Hüfttotalendoprothese. Operat. Orthop. Traumat 3 (1991) 1-16
- Holz / Copf :** Die Chendo–Prothese–Grundlagen und Theorie des designs in : Die zementlose Hüftprothese. Hrsg.: E.Hipp, R.Gradinger, R.Ascherl, Demeter (1992) 116 - 119
- Huggler.A.H.:** Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes mit Femurschaft – und Totalendoprothesen. Thieme, Stuttgart 1968
- Huggler.A.H.:** Erfahrungen mit Hüftendoprothesen. Verh. dtsh. orthop. Ges. Z. Orthop. 100 (1965) 430
- Huggler.A.H:** On modification of total prosthesis. Wiederherstellungschirurgie und Traumatologie II (1969) 63
- Huggler.A.H.:** Follow-up study of 122 total hip replacements (1962-1969) In: Arthroplasty of the hip hrsg. Von G. Chapchal. Thieme, Stuttgart 1973
- Huiskes.R.:** failed innovation in total hip replacement.diagnosis and purposal for cure. Acta. Orthop. Scand. 64 (1993) 699-716

## I.)

**Inman.V.T.:** Functional aspects of the abductor muscles of the hip. J. Bone. Jt. Surg. 29 (1947) 619

## J.)

**Jacob.H.A.C., Schreiber.A., Papandreou.A.:** Die Balgrist nachspannende Hüftpfanne für zementlose Fixation – ein neues Konzept. In : Der alloplastische Ersatz der Hüftpfanne. Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung, 8. Münchner Symposium für experimentelle Orthopädie, hrsg. von Refior, Thieme, Stuttgart 1986

**Jacobs.J.J., Craig.L.Th.:** Alternative bearing surfaces in total joint replacement STP 1346, ASTM, West Conshohocke, PA, USA (1998)

**Janetti et al.:** Aseptic loosening after total hip arthroplasty. Incidence, clinical significance and etiology. J. Arthroplasty 1 (1986) 99-107

**Jones.L.C., Hungerford.D.S.:** Cemented disease. Clin. Orthop. 225 (1987) 192 - 206

**Judet,R., Judet.J.:** The use of artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J. Bone. Jt. Surg. 32B

**Judet.J., Judet.R, Crepin, Rigault.A.:** Essais de prothèses ostéoarticulaires, Presse Med. (1947) 26

**Judet.J., Lagrange.J., Dunoyer.J.:** Résection-reconstruction de la hanche arthroplastie par prothèse acrylique. Expansion Scientifique Francaise, Paris 1952

**Judet.R., Judet.J.:** Prothèse acrylique de remplacement dans les résections osseuses pour ostéosarcome, 53° congrès français de chirurgie (1950) 97-98

**Judet.R.:** Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung. Z. Orthop. 113 (1975) 828

**Judet.R., Siguier.M., Brumpt.B., Judet.J.:** Prothèse totale de hanche en porométal sans ciment. Rev. chir. Orthop. 64 (1978).Suppl. II. 12-21

## K.)

**Kärrholm.J.:** Micromotions of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented HA coated and porous coated stems with

roentgen stereophotogrammetric analysis. J. Bone. Jt. Surg. 76 – A (1994) 1692 - 1705

**Karaz.W.:** Technische Überlegungen zur Stabilität der Knochen-Implantat-Verbindung zementfreier Hüftendoprothesen. Med. Orthop. Techn. 111 (1991) 54-58

**Keaveny.T.M., Bartel.D.L.:** Mechanical consequences of bony ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. J. Bone. Jt. Surg. 77 – A (1995) 911 – 923

**Kinner.B., Willmann.G., Storz.S., Kinner.J.:** Erfahrungen mit einer HA beschichteten makroporös strukturierten Hüftendoprothese. Z. Orthop. 137 (1999) 114 - 121

**Kletter,M.:** Die Entwicklung der Totalendoprothese der Hüfte. Inauguralis, München 1975

**Kobayashi.S, Eftekar.S.:** Comparative study of total hip arthroplasty between younger and older patients; Clin. Orthop. and rel. research 339 (1997) 140 – 51

**Koch.F.W., Meßler.H.H., Wagner.U., Meyer.H.J.:** Kurzfristige Ergebnisse der HA beschichteten Hüftendoprothesen vom Typ Furlong. Z. Orthop. 131 (1993) 562 – 567

**Kreutz.A., Kirschner.P.:** 8 – 10 Jahre – Ergebnisse der zementfreien Pressfit Hüftpfanne am Beispiel St. Nabor 86. Tagung der DGOT (2000)

**Krismer.M, M.Klar, Z.Klestil, B.Frischhut.:** Aseptic loosening of straight and curved-stem Müller femoral prostheses. Arch. orthop. Trauma. Surg. 110 (1991) 190-194

**Küsswetter.W, Sell.S.:** Mittelfristige Ergebnisse mit dem zementfreien individuellen Femurersatz; Z. Orthop. 131 (1993) 553 - 557

**Kummer.B.:** Biomechanik der Hüftgelenksendoprothese. In: Gierse, Maaz: Die Hüftendoprothetik (1991)

**Kummer.B.:** Kraftfluß Prothese-Femur : Anpassungs-und Überbelastungsreaktion des Knochen. In: Maaz und Menge: Aktueller Stand der zementfreien Endoprothetik. Thieme (1985) 3-10

**Kummer.B.:** Die Beanspruchung des Femurs durch implantierte Endoprothesen. Hüftendoprothetik. Springer Verlag (1984) 45-53

**L.)**

**Lewis.J.L,** Askew.M.J, Wixson.R.L,: The influence of prosthetic stem stiffness: A calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. J. Bone Jt. Surg. 66A (1984)

**Lindholm.:** Functional carriers for bone morphogenetic proteins Anm. Chir. Gynaecol. 82 (1993) 3-12

**Lintner.F.:** Die Ossifikationsstörung an der Knochenzement-Knochengrenze. Acta. chir. Vol. 48 (1983)

## **M.)**

**Mach.J.:** Zur Überlebenszeit von gelockerten zementierten Hüftgelenksprothesen. Z. Orthop. 131 (1993) 130-134

**Maloney.W.J., R.L.Smith.:** Periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty : the role of particulate wear debris. J. Bone. Jt. Surg. 77A (1995) 1448-1461

**Markolf.K.L., Amstutz.H.C., Hirschowitz.D.C.:** The effect of collar contact on femoral component micromovement. J. Bone. Jt. Surg. 62 – A (1980) 1315 – 1323

**McCarthy.C.K., G.G.Steinberg, M.Agren, D.Leahey, E.Wyman, D.I.Baran.:** Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty. J. Bone. Jt. Surg. 73B (1991) 774-778

**Mc Caskie A.W, Gregg P.J.:** Femoral cementing technique: current trends and future developments. J. Bone Joint Surg. 79 (1994) 176 – 177

**McKee.G.K., J.Watson-Farrar:** Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J. Bone. Jt. Surg. 48B (1966) 245

**McKee.G.K.:** Development of total prosthetic replacement of the hip. In : Bücherei des Orthopäden. Bd.IV . Hrsg. Von P.Otte, K-F.Schlegel. Enke, Stuttgart (1969) 89

**McKee.G.K. :** Artificial hip joint. J. Bone. Jt. Surg. 33B (1951) 465

**Meiss.L.D.,Mallinckraat :** Zur Entwicklung hydroxylapatitbeschichteter Schäfte für Hüft TEPs (1988). In : Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. Thieme

**Menge.M.:** Derzeitiger Stand und mittelfristige Ergebnisse von Neuentwicklungen bei zementierten Schaftendoprothesen. In: Aktueller Stand der zementierten Hüftendoprothetik. Maaz, Gierse, Thieme Verlag, Stuttgart, (1988) 43-55

- Meunier.A.:** Influence of the shape and nodules of elasticity of hip prosthesis on the distribution of femoral stresses. conference congrès biomechanique Bordeaux (1980)
- Meyer.U.:** Untersuchung zur Biokompatibilität eines neuen ionomeren Knochenzementes in der Endoprothetik. Z. Orthop. 134 (1996) 117 - 124
- Mittelmeier.H., Singer.L.:** Anatomische und histologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglas Endoprothesen. Arch. Orthop. Unfallchirurgie 48 (1956) 519 - 560
- Mittelmeier.H.:** Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. Z. Orthop. 112 (1974) 27
- Mittelmeier.H.:** Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip. Z. Orthop. 112 (1974) 27 – 32
- Mittelmeier.H.:** Grundlage und allgemeine Erfahrungen mit dem Keramik-Prothesen-System Autophor / Xenophor in : 10 Jahre Erfahrungen mit Keramikhüftendoprothesen. Medizin. liter. Verlag Uelzen (1982)
- Mittelmeier.W., Gradinger.R., Grunwald.I., Schäfer.R.:** Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen. Orthopäde 26 (1997) 117 – 124
- Mjöberg.B.:** Loosening of the cemented hip prosthesis. The importance of heat injury. Acta. Orthop. Scand 57 (1986) Suppl. 221
- Moore A.T.:** The self locking metal hip prosthesis. J. Bone. Jt. Surg. 39A (1957) 811
- Moore,A.T.Bohlmann:** Metal-hip joint. J. Bone. Jt. Surg. 25 (1943)
- Moore.A.T.:** Metal hip joint. A new self locking Vitallium prosthesis. Sth. med. J. (Bgham,.Ala.) 45 (1952)11
- Morrey.B.F,MD.:** Difficult complications after hip joint replacement; Clin. Orthop. and rel. research 344 (1997) 179 – 187
- Morscher.E.:** Der zementfreie Femurschaft. Endoprothetik. Springer, Berlin (1995) 255 - 266
- Müller.M.E.:** Dixième congrès de la SICOT, Paris 1966. Symposium, discussion, conférences et communications particulières. Publ. par. M. J. Delchef, 1967
- Müller.M.E.:** Les prothèses totales dans la chirurgie de la hanche. Rev. Chir. Orthop. 49 (1963) 273

**Müller.M.E.:** Total hip prostheses. Clin. Orthop. H. 72 (1970) 46

**Müller.K.H.,M.E..Müller.:** Lokale Komplikationen nach totalem Hüftgelenkersatz. Unfallheilkunde 84 (1981) 444-457

**Münzenberg.K., R.Dennert.:** Pfannenlockerung bei Hüfttotalendoprothesen infolge altersabhängigen Knochensubstanzverlustes. Z. Orthop. 113 (1975) 947-951

**Mulier.J.C., Mulier.M., Brady.L.P.:** A new system to produce intraoperatively femoral prosthesis from measurements taken during the surgical procedure Clin. Orthop. Rel .Res. 249 (1989) 97 - 112

**Musil.R., Tiller.H.J.:** Der Kunststoff – Metall – Verbund in der zahnärztlichen Prothetik. VEB J. A. Barth., Leipzig (1988)

## **N.)**

**Nienke.J.:** Silikatisieren durch Aufdampfen von Siliciummonoxid für den chemischen Verbund zwischen Metall und Kunststoff. Med. Dissert., RWTH Aachen 1994

**Niethard.F.U, Pfeil.J.:** Orthopädie; Duale Reihe, MLP 3.Auflage (1997)

**Noble.P.C., Alexander.J.W., Lindahl.J.Y.:** The anatomical basis of femoral component design. Clin. Orthop. 235 (1988) 148 – 165

**Noble.PC, Collier.M.B, Maltry.J.A, Kamaric.E.:** Pressurization and centralization enhance the quality and reproducibility of cement mantles; Clin. Orthop. 355 (1998) 77 – 89

## **O.)**

**Olivier.G., Ch.Olivier.:** Mécanique articulaire. Vigot. Paris 1963

**Olssen.S.S, A.Jernberger, D.Tryggoe.:** Clinical and radiological long term results after Charnley Müller total hip replacement. Acta. orthop. scand. 52 (1981)

**Orth.J., Griss.P., Falkenburg.J., Kienapfel.H.:** Ergebnisse nach Hemiarthroplastik des Hüftgelenkes mit Hydroxylapatit – beschichteter Titanprothese. Tierexperimentelle Untersuchung. In: Hefte zur Unfallheilkunde, edited by Rehn, Springer, Heidelberg (1992) 613 – 614

**Orth.M.**, Griss.P., Wilke.J.: Standardisiertes Infektmodell zur Untersuchung des knöchernen Einwachsverhaltens hydroxylapatit–beschichteter und unbeschichteter Reintitangitternetze am Schweinefemur. Z. Orthop. 131 (1993) 370 - 376

**Osborn.J.F.:** Implantatwerkstoff HA keramik – Grundlagen und klinische Anwendung. Quintessenz Verlag. Berlin. Chicago. Tokyo (1985)

**Osborn.J.F.:** Die biologische Leistung der Hydroxylapatitkeramikbeschichtung auf dem Femurschaft einer Titanprothese. Erste histologische Auswertung einer Humanexplantates. Biomed. Techn. 32 (1987) 177 – 183

## **P.)**

**Paling.I.M.** et al.: Total hip arthroplasty in young patients – can we finally eliminate polyethylene? (1999)

**Paprosky.W.G.**, P.G.Perona, J.M.Lawrence.: Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6 – year follow – up evaluation. J. Arthroplaty 9 (1994) 33-44

**Pauwels.Fr.:** Beitrag zur Klärung der Beanspruchung des Beckens, insbesondere der Beckenfugen. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 114 (1949/50) 167

**Pauwels.Fr.:** Die Bedeutung der Bauprinzipien der unteren Extremität für die Beanspruchung des Beinskelettes. Zweiter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 114 (1949/50) 525

**Pauwels.Fr.:** Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz-und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. Erster Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 114 (1949/50) 129

**Peters** u. Mitarb.: Das Komplikationsrisiko nach ein – und mehrmaligen Wechseloperationen des künstlichen Hüftgelenkes. Orthop. Prax. 4 (1991) 203

**Phillips.T.W.**, Messieh.S.S., McDonald.P.D: Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. J. Bone. Jt. Surg. 72 – B (1990) 431 – 434

**Plitz.W.:**, Hackenbroch.H., Springer.H: Untersuchungen über Menge und Verteilung von Polyesterabrieb an entfernten Rotationsprothesen der Hüfte. Z. Orthop. 118 (1980) 586

**Plitz.W:** Biomechanik zementfreier Endoprothetik. Z. Orthop. 131 (1993) 483–487

## Q.)

**Quack.G.,** Rischko.B., Bensmann.G., Krah.H., Maronna.U., Singwald.M.: Die Hohlprothese. Z. Orthop. 129 (1991) 453 – 459

## R.)

**Ring.P.A.:** Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. J. Bone. Jt. Surg. 50B (1968) 720-731

**Ritter.G.,** A.Grünert.: Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthese. Arch. Orthop. Unf. Chir. 75 (1973)

**Ritter** et al.: The survival of the cemented femoral component of a total hip replacement. Clin. Orthop. 243 (1989) 143-147

## S.)

**Santavirta.A.** et al.: Aggressive granulomatous lesions in cementless total hip arthroplasty J. Bone Jt. Surg. 72 B (1990) 980

**Sarmiento** et al.: Cup containment and orientation in cemented total hip arthroplasty. J. Bone. Jt. Surg. 72B (1990) 996-1002

**Scheier,H.,**Sandel,J.: Wear affecting the plastic cup in metalplastic endoprotheses. In: Gschwend, M., Debrunner, H.U. (eds.), Huber, Bern 1976

**Scheller.G.,** Schroeder – Boersch.H., Arnold.P., Jeni.L.: Die Gleitpaarung Polyäthylen – PMMA als Abriebmodell. Z. Orthop. 136 (1998) 566

**Schmalzried.T.,** M.Jasty., W.H.Harris.: Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty.Polyethylen wear debris and the concept of the effective joint space. J. Bone. Jt. Surg. 74A (1992) 849-863

**Schmitt.E.,** J.Heisel.: Ergebnisse mehrmaliger Wechseloperationen bei Hüftprothesen. Orthop. Prax. 8 (1988) 477-484

**Schmitz.B.** et al.: 5 – 10 Jahres – Ergebnisse mit der Müller – Geradschaftprothese Z. Orthop. 132 (1994) 279 – 285



**Schneider** et al.: Experimental method for the in vitro testing of the initial stability of cementless hip prostheses. J. Biomechanics 22 (1989) 735 – 744

**Schneider** : Acomparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. Clin. Orthop. 248 (1989) 200 – 209

**Schneider.R.:** Die Geradschaftprothese nach ME Müller. In: Schneider (ed.) Die Totalprothese der Hüfte. Huber, Bern (1987) 233 - 257

**Schnittker.F.J.,** Haike.J., Hegemann: Reoperationen nach Hüftgelenks-endoprothesen. Orthop. Praxis 12 (1986) 913 – 919

**Schönrath.CH.,** Hein.W., Roth.W.: Stellenwert radiologischer Veränderungen nach Hüftenprothesenplastik bei der Lockerungsproblematik. Beitr. Orthop. und Traumat. 32 (1985) 585 - 589

**Schroeder.L.:** Zementloser Hüftgelenkersatz im Alter; Z. Orthop. 136(1998) A50

**Sedel.L.**et al.: Alumina on Alumina hip replacement, results and survivorship in young patients. J. Bone Jt. Surg. 72 (1990) 658 – 663

**Sedel.L.** et al.: Alumina on Alumina hip replacement in patients younger than 50 years old. Clin. Orthop. 298 (1994) 175 - 183

**Semlitsch.M.,** M.Lehmann, H.Weber, E.Doerre, H.G.Willert: New prospects for a longer service life of artificial hip joints using a polyethylene-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic-metal combination. 2<sup>nd</sup> annual meeting of society for biomaterials. Philadelphia / USA (1976) published in: J. Biomed. Mat. Res.

**Semlitsch.M.,** Weber, StreicherR.M: Verschleißverhalten von Pfannen und Kugeln aus CoCrMo – Gußlegierungen bei langfristig implantierten Ganzmetall – Hüftprothesen. Orthopädie 18 (1989) 377 - 381

**Sharp.D.J,** K.M.Porter.: The Charnley total hip prosthesis in patients under 40. Clin. Orthop. 201 (1985) 51-56

**Smith-Peterson,M.N.:** Arthroplasty of the hip.A new method. J. Bone. Jt. Surg. 21 (1939) 269

**Smith-Peterson,M.N.** C.B.Larson, D.E.Aufranc, W.A.Law : Complications of old fractures of the neck of the femur; results of treatment by Vitallium mould arthroplasty. J. Bone. Jt. Surg. 29 (1947) 41

**Smith-Peterson,M.N.:** Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J. Bone. Jt. Surg. 30B (1948) 59

**Soballe.K.,F.** Christensen, T.Luxhoj.: Hip replacement in obese patients. Acta. orthop. scand. 58 (1987) 223-225

**Soballe.K.:** Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs. Acta. orthop. Scand. 64 (Suppl.) (1993) 1 – 58

**Sobotta Atlas**, hersg. Von Putz.R, Pabst.R,Band 2;Urban und Schwarzenberg Verlag, 1993

**Storck.Ch:** Das Verhalten der knöchernen Struktur am calcar femoris nach Prothesenimplantation anhand densitometer Messungen. Inaugural dissertation, Bonn 1987

**Streicher.R.M., Semlitsch.M:** New Surface modification for Ti - and Al – 7 Nb : Oxygen diffusion hardening (OHD) Biomaterials 12 (1991) 125 – 129

**Streicher.R., Edidin.M., Adliswil.A.:** Neue Generation von Polyäthylen für alte Osteolyseprobleme. Z. Orthop. 137 (1999) A 23 III - 29

**Survin.U.V, K.Sandholm.:** Survival of patients and prostheses after total hip arthroplasty. Chir. Orthop. 177 (1983) 148-153

## **T.)**

**Täger.K.H.:** Die Shep – Prothese – Design und Anwendung. In: Die zementlose Hüftendoprothetik: E. Hipp, Demeter Verlag (1992) 131 - 133

**Thompson.F.R.:** Two and a half years experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis. J. Bone. Jt. Surg. 36A (1954) 489

**Thompson.F.R.:** Vitallium intramedullary hip prosthesis,preliminary report. N.Y. St. J. Med 52 (1952) 3011

**Timmermanns.L.:** zit. nach Gambier (125)

**Tollroth.K., A.Eskola, S.Santavirta, Y.T.Konttinen, T.S.Lindholm.:** Aggressive granulomateous lesions after hip arthroplasty. J. Bone. Jt. Surg. 71B (1989) 571-575

**Trepte.C.T.:** Die Hybrid Hüftendoprothese. Symposium. Bewahrtes und neues der Hüftchirurgie. Stuttgart. (1995)

## **U.)**

**Urist.M.R.:** Bone: formation by autoinduction. science 150 (1965) 893 – 899

**Urist.M.R., Iwata.H.:** Bone morphogenesis in implants of insoluble bone gelatin  
Proc. Nat. Acad. Sci. USA 70 (1973) 3511 – 3515

## **V.)**

**v.Lanz.T., W.Wachsmuth.:** Praktische Anatomie. Bd.I /42 Bein und Statik.  
Springer. Berlin 1938

**v.Lanz.T.:** Über umwegige Entwicklungen am menschlichen Hüftgelenk.  
Schweiz. med. Wschr.81 (1951) 1053

**Voes.G.:** Cellular biology and biomechanical mechanism of bone resorption. A  
review of recent developments on the formation, activation and mode of action  
of osteoclasts. Clin. Orthop. 231 (1988) 239-271

## **W.)**

**Wagner.H.:** Der alloplastische Gelenkflächenersatz am Hüftgelenk. Arch.  
orthop. Unfall - Chir. 82 (1975) 101

**Weber.B.G.:** Die Rotations-Totalendoprothese des Hüftgelenkes. Z. Orthop.  
107 (1970) 304

**Weber.B.G., Semlitsch.M.:** Total hip replacement with rotationendoprosthesis :  
Problem of wear. In: Arthroplasty of the hip hrsg. Von G. Chapchal, Thieme,  
Stuttgart 1973

**Weber.B.G., Stuehmer.G., Semlitsch.M.:** Erfahrungen mit dem Kunststoff  
Polyester als Komponente der Rotations – Totalendoprothese des  
Hüftgelenkes. Z. Orthop. 112 (1974) 1106

**Weber.B.G.:** Metall – Metall – Totalendoprothese des Hüftgelenkes : Zurück in  
die Zukunft. Z. Orthop. 130 (1992) 306 – 309

**Weber.D., Larry.A., Schaper.WE., Badenhausen.J.:** Beckenosteolysen bei nicht  
zementierten Hüftgelenkspfannen mit Schraublöchern: 10,6 Jahre follow – up  
der Otfix – Pfanne 86. Tagung der DGOT (2000)

**Wilke.A., Orth.J., Kraft.M., Griss.P.:** Bone tissue response to hydroxyapatite –  
coated and uncoated titaniumwire meshes in an infected site. Results of an  
animal experiment. In: Bioceramics and the human body, edited by Ravaglioli.A,  
Elsevier, London (1992) 377 - 381

**Willard.**: Gluck's ivory joints for replacing excised articulations, Tr.Coll. Phys. Phila., 1891, 3S.XIII, 58-60

**Willert.**H-G., Puls.P.: Die Reaktion des Knochen auf Knochenzement bei der Alloarthroplastik der Hüfte. Arch. Orthop. (1972) 33-71

**Willert.**H – G.: Mechanische und biologische Probleme des Knochenzementes in Maaz.B., Menge.M: Aktueller Stand der zementfreien Endoprothetik. Thieme Verlag. Stuttgart (1985) 11 – 28

**Willert.**H.G., Bertram.H., Buchhorn.G.H.: Osteolysis in alloarthroplasty of the hip: the role of bone cement fragmentation. Clin. Orthop. 258 (1990) 108 – 121

**Willert.**H.G.: PE Verschleiß in Hüftgelenken mit Köpfen aus Zirkoniumoxidkeramik. Z. Orthop.137 (1999) A 24 III 3

**Willmann.**G.: Was lernen wir aus Erfolg und Mißerfolg nach 25 Jahren klinischem Einsatz von Keramik – Keramik in der Hüftendoprothetik? Z. Orthop. 137 (1999) A 29

**Wilson-Mc Donald.**J, E.Morscher.: Comparison between straight and curved-stem Müller femoral prostheses. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 109 (1989) 14-20

**Wirtz.**D.C et al.: Ursachen, Diagnostik und Therapie der aseptischen Hüftendoprothesenlockerung Z. Orthop. 135 (1997) 270-280

**Wirtz.**D.C et al.: Zementfreie Revisionsarthroplastik der Hüftpfanne. Z. Orthop.135 (1997) 301-309

**Wirtz.**D.C et al.: Optimierung des Knochen – Implantat – Verbundes durch Hydrolysebeständige Konditionierung der Metalloberfläche. Z. Orthop. 137 (1999) 447 - 451

**Wolff.**J.: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Verlag Hirschwald. Berlin. (1892)

## **Z.)**

**Zweymüller.**K. ,M.Semlitsch.: Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic ball heads and rough Ti6Al4V stems. Arch. orthop. Traumatol. Surg. 100 (1982) 229

## DANKSAGUNG

*Für die Themenüberlassung der Doktorarbeit und gute Betreuung danke ich Herrn Oberarzt Dr. Wirtz herzlich.*

*Herzlichen Dank an alle Mitarbeiter des Röntgenarchives für ihre zuverlässige Akten – und Röntgenbildbereitstellung.*

*Ein besonderer Dank gilt Franky und Herrn Stegelmann, die bei computertechnischen Problemen immer zur Stelle waren.*

*Zuletzt ein riesiges Dankeschön an meine Eltern, Brüder und meinen Freund, die mich während der gesamten Doktorarbeit mit Liebe, Verständnis und Motivation unterstützt haben.*

*Danke auch an alle anderen fleissigen Helfer, die ich hier namentlich nicht erwähnt habe, obgleich sie mich sehr unterstützt haben.*

*Ich widme diese Doktorarbeit meinem Vater als Zeichen meiner Liebe und meines Respekts*

## LEBENS LAUF

### Persönliche Angaben

Name: *Diane, Elisabeth, Florence Glozbach*

Adresse : *Reiderstraße 7a  
D 52428 Jülich  
Tel.:02461/51245*

Geboren am : *16.6.76 in Saarbrücken, Deutschland*

Nationalität : *Französisch und Deutsch*

### Schulausbildung (Zeitraum 1983 – 1995)

1983 - 1988 *Grundschule, Jülich*

1988 - 1993 *Gymnasium Haus Overbach, Jülich-Barmen*

1992 *3 Monate an der high school in Kalifornien (EU, Santa Rosa County) im Programm der Fulbright Fondation*

1993 – 1995 *Gymnasium Zitadelle, Jülich*

1994 - 1996 *Aktive Teilnahme an den Konferenzen und Kongressen von « Science et citoyen », CNRS in Frankreich*

1995 *Abitur mit der Note Sehr gut*

### Studium und Praktika (Zeitraum 1995 –2002)

1995 (Herbst) *Beginn des Medizinstudiums in Aachen an der RWTH*

5.09.97 *Physikum*

26 & 27.08.98 *Erstes Staatsexamen*

09.98-07.99 *Erasmusjahr in der med. Fakultät von Toulouse, Université Paul Sabatier*

Frühjahr 2000 *Zweites Staatsexamen*

Frühjahr 2002 *Drittes Staatsexamen*

1.08.02–31.03.04 *Assistenzarztstelle in Neuenburg (Neuchâtel, französische Schweiz) im Bereich Orthopädie und Allgemeinen Chirurgie*