

# **Klinische und ökonomische Aspekte einer verzögerten Revisionschirurgie im Bereich der zementfreien Hüftwechselprothetik**

**Eine retrospektive Studie an 53 Fällen der Wechselprothetik  
einer künstlichen Hüftpfanne mit 3D-Titannetzbeschichtung**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

**Christiane Monika Lerch, geb. Schumacher**

aus Köln

2021

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Franz Walter Koch
2. Gutachter: Prof. Dr. med. Rainer Ganschow

Tag der Mündlichen Prüfung: 28.10.2021

Aus der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie der GFO-Kliniken Troisdorf  
Direktor: Prof. Dr. med. Franz Walter Koch

Meinem Großvater



## Inhaltsverzeichnis

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>  | <b>9</b>  |
| <b>1. Einleitung .....</b>  | <b>11</b> |
| 1.1 Die historische Entwicklung der Hüftendoprothetik .....   | 11        |
| 1.2 Die Pressfit-Verankerung der künstlichen Hüftpfanne .....   | 12        |
| 1.3 Die biologischen Grundlagen der Osseointegration von zementfreien<br>Implantaten.....   | 14        |
| 1.4 Osteotrope Beschichtungen für die Kernschalen von künstlichen<br>Hüftpfannen .....  | 17        |
| 1.4.1 Nicht additive Verfahren für den Knochenaufwuchs (ongrowth) .....   | 17        |
| 1.4.2 Additive Verfahren für den Knochenaufwuchs (ongrowth).....  | 20        |
| 1.4.3 Beschichtungsverfahren für den Knocheneinwuchs (ingrowth) .....   | 22        |
| 1.4.3.1 Die Aufsinterung von Kugeln als Oberflächenbeschichtung .....   | 23        |
| 1.4.3.2 Die aus der Kernschale strukturierte metallspongiöse Oberflächen-<br>gestaltung Spongiosa-Metall- <sup>l</sup> ® nach Grundei.....      | 23        |
| 1.4.3.3 Das getrennte Auftragen von Tripoden als additive Beschichtung zum<br>Knocheneinwuchs .....   | 24        |
| 1.4.3.4 Das Elektronenstrahlschmelzen zur Fertigung spongiöser<br>Beschichtungen im Monoblockverfahren .....                                    | 25        |
| 1.5 Die Verschweißung eines ungeordneten, dreidimensionalen Titan-<br>drahtgeflechts als Kontinuumbeschichtung der künstlichen Hüftpfanne ..... | 27        |
| 1.5.1 Das Herstellungsverfahren der Beschichtung durch fiber bonding .....  | 27        |
| 1.5.2 Die historische Entwicklung des tierexperimentellen und klinischen<br>Einsatzes des verschweißten Titandrahtgeflechts .....               | 28        |

|           |   |           |
|-----------|---|-----------|
| 1.5.3     | Die klinischen Langzeitergebnisse der dreidimensionalen<br>Titannetzbeschichtung .....                              | 29        |
| <b>2.</b> | <b>Material und Methoden .....</b>  | <b>33</b> |
| 2.1       | Patientenklientel und Prothesenstandzeit bis zur Revision .....   | 33        |
| 2.2       | Die radiologischen Untersuchungsparameter .....   | 33        |
| 2.3       | Die allgemeinen intraoperativen Beurteilungskriterien zum Erhalt des<br>Pfannenimplantats .....                     | 35        |
| 2.4       | Die prä- und intraoperative Schadensklassifizierung des Azetabulums<br>nach Paprosky .....                          | 35        |
| 2.5       | Die allgemeinen Entscheidungskriterien für eine partielle oder<br>vollständige Revision des Pfannenimplantats ..... | 35        |
| 2.6       | Das spezielle intraoperative Vorgehen bei der double socket-Technik .....   | 36        |
| <b>3.</b> | <b>Ergebnisse .....</b>   | <b>41</b> |
| 3.1       | Das Alter der Patienten/-innen bei der Erstoperation und den<br>nachfolgenden Revisionseingriffen .....             | 41        |
| 3.2       | Die geschlechtsspezifischen Unterschiede der Pfannengrößen bei der<br>Erstoperation .....                           | 43        |
| 3.3       | Die ASA-Klassifikation bei den durchgeführten Primär- und<br>Revisionseingriffen .....                              | 44        |
| 3.4       | Das Zeitintervall zwischen Primäreingriff und den nachfolgenden<br>Revisionseingriffen .....                        | 45        |
| 3.5       | Die Operationsdauer der primären Hüftprothesenimplantation und der<br>Folgeeingriffe .....                          | 53        |
| 3.6       | Der Blutverlust nach dem Primäreingriff und den Folgeeingriffen .....   | 57        |
| 3.7       | Die stationäre Verweildauer bei den Primär- und Sekundäreingriffen<br>an der Hüfte .....                            | 61        |
| 3.8       | Die Ergebnisse der azetabulären Schadensklassifikation nach Paprosky ....   | 65        |

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| 3.9       | Die Inzidenz, Lokalisation und Ausdehnung von abriebinduzierten osteologischen Reaktionen am Femur.....  | 70        |
| 3.10      | Die Versagerfälle nach operativer Versorgung mit der double socket-Technik DST.....  | 76        |
| 3.10.1    | Die radiologische Fallanalyse der Versagerfälle .....  | 77        |
| 3.10.2    | Ergebnis der postoperativen Früh- und Spätluxation .....   | 82        |
| 3.10.3    | Ergebnisse nach double socket-Technik mit vermehrtem Überstand der kleinen Pfannen .....   | 86        |
| 3.11      | Die klinischen Folgezustände der abriebinduzierten Knochendefekte am Femur .....   | 93        |
| <b>4.</b> | <b>Diskussion .....</b>  | <b>99</b> |
| 4.1       | Der Spongiosa-Metall-I-Schaft und die UHMWPE-Metall-Gleitpaarung als in vivo-Modell einer PE-induzierten Schwächung des femoralen Knochenlagers..... | 99        |
| 4.2       | Die Pathogenese der abriebinduzierten, periazetabulären Osteolysen .....   | 100       |
| 4.3       | Die kontroverse Einstellung zur Indikation des double socket-Verfahrens .  | 106       |
| 4.4       | Die Indikationsstellung zur double socket-Versorgung im eigenen Klientel   | 112       |
| 4.5       | Operationstechnische Problematik des Pfannenwechsels.....  | 116       |
| 4.6       | Die Faktoren der Versagensanalyse nach der double socket-Versorgung in der Revisionsendoprothetik der Hüfte .....                                    | 121       |
| 4.7       | Die Stabilität des Verbunds von Kernschale und zementiertem UHMWPE-Inlay (CCB Pfanne).....   | 123       |
| 4.8       | Die Luxationsrate nach double socket-Technik.....  | 125       |
| 4.9       | Die radiologische Einteilung der periimplantären femoralen Knochenverluste.....  | 130       |
| 4.10      | Die femoralen Begleitosteolysen und ihre klinische Relevanz .....  | 132       |
| 4.11      | Ökonomische Aspekte des Ersteingriffs und der Folgeoperationen .....   | 137       |

|                                       |            |
|---------------------------------------|------------|
| <b>5. Zusammenfassung.....</b>        | <b>141</b> |
| <b>6. Abbildungsverzeichnis .....</b> | <b>144</b> |
| <b>7. Tabellenverzeichnis .....</b>   | <b>148</b> |
| <b>8. Literaturverzeichnis .....</b>  | <b>149</b> |
| <b>9. Danksagung .....</b>            | <b>170</b> |



## Abkürzungsverzeichnis

|                   |   |
|-------------------|---|
| Abb.              | Abbildung   |
| ap                | anterior-posterior                                |
| ASA               | American Society of Anesthesiologists             |
| asept.            | aseptisch   |
| CaP               | Calciumphosphat                                   |
| cm                | Zentimeter  |
| CT                | Computertomographie                               |
| DST               | double socket-Technik                             |
| EBM               | Electron Beam Melting (Elektronenstrahlschmelzen) |
| E-Modul           | Elastizitätsmodul                                 |
| Fa.               | Firma   |
| Fallnr.           | Fallnummer  |
| g/dl              | Gramm pro Deziliter                               |
| HA                | Hydroxylapatit                                    |
| Hb                | Hämoglobin  |
| HG-II-Pfanne      | Harris-Galante-II-Pfanne                          |
| HXLPE             | Highly Cross Linked Polyethylene                  |
| Min.              | Minuten   |
| mm                | Millimeter  |
| mm <sup>3</sup>   | Kubikmillimeter                                   |
| MPa               | Milli-Pascal                                      |
| Mrad              | Milliradiant                                      |
| μ, μm             | Mikrometer = 1/1000 Millimeter                    |
| N/mm <sup>2</sup> | Newton pro Quadratmillimeter                      |
| NMR               | Kernspintomographie (Nuclear Magnetic Resonance)  |
| OP                | Operation   |
| PE                | Polyethylen                                       |
| rez.              | rezidivierend                                     |
| Rö.               | Röntgen   |
| THA               | Total Hip Arthroplasty                            |

TM™-Pfanne

UHMWPE

wg.

XLPE

Trabecular Metal™-Pfanne

Ultra High Molecular Weight Polyethylen

wegen

Cross Linked Polyethylen

## 1. Einleitung

### 1.1 Die historische Entwicklung der Hüftendoprothetik

Im Jahre 1961 stellte Charnley erstmals eine Hüftprothese mit einer abriebarmen Gleitpaarung vor. Die ausreichende Stabilität der Schaft- und Pfannenkomponenten wurde durch eine Fixation mit einem Knochenzement erreicht (Charnley, 1960; Charnley 1961).

In den darauffolgenden Jahren erfolgten zahlreiche Modifizierungen der Fixationstechniken und der Komponenten mit dem Ziel, die Langzeitstandfestigkeit der Prothesen zu verbessern. Die Ergebnisse der zementierten Hüftprothetik waren in der Anwendung bei dem seinerzeit meist hochbetagten Klientel und seinem oft niedrigen Aktivitätsniveau als gut zu bezeichnen. In der Anwendung bei jungen Menschen kristallisierte sich jedoch trotz Einführung optimaler Zementiertechniken ein Stabilitätsproblem bei längerer Standzeit heraus.

Bereits in den 1970er Jahren wiesen erste Ergebnisse der Endoprothesenfixation in zementfreier Form darauf hin, dass die Ergebnisse denen der zementierten Endoprothetik überlegen waren.

Folglich wurden jüngere Patienten allmählich zunehmend der zementfreien Versorgung zugeführt (Murphy et al., 2006).

Die zementfrei eingebrachten Implantate erfuhren ihre anfängliche Stabilität durch eine feste Verklebung im „press fit“-Verfahren. Eine ausreichende Primärstabilität war die Voraussetzung für die endgültige biologische Fixierung des Implantats mit einem möglichst lebenslangen adaptiven Knochenumbau am interface (Engh et al., 1987).

Wenn auch die kurzfristigen klinischen Ergebnisse von zementiert und unzementiert eingebrachten Implantaten annähernd gleich gut waren, so stellte sich nach längerer Standzeit die deutliche Überlegenheit der zementfrei eingebrachten Implantate heraus (Rothman und Cohn, 1990).

Mit dem Einwachsen von Knochen in die Prothesenoberfläche wurden sämtliche Folgeerscheinungen der zementinduzierten Partikelkrankheit vermieden (Montgomery et al., 1992).

Nach völliger knöcherner Integration der Prothese waren Komplikationen bei der humanen Anwendung auch nach sehr langer Standzeit deutlich verringert (Engh et al., 1990).

Die Beschichtung und Makrostruktur der Implantatoberflächen förderten die Osseointegration der Implantate und damit ihre biologische Fixation. Der Erfolg dieser biologischen Fixierung hing aber auch von weiteren Faktoren wie der sorgfältigen Operationstechnik des pressfit mit einer sicheren primären Stabilisierung der Implantatverankerung ab (Refior et al., 1988).

Die zementfreie Implantation zeigte im Vergleich zur Zementierung von Implantaten deutliche Vorteile. Ein niedrigerer intramedullärer Druck während der Einbringphase der Implantate führte zu einem deutlichen Rückgang von Embolien und hämodynamischen Störungen (Marya et al., 2011).

Die Hüftendoprothetik in ihrer zementfreien Form wird heutzutage auch bei vielen hochbetagten Menschen angewandt. Die biologische Fixierung in der osteologischen Mangelsituation einer meist verdünnten Kortikalis mit Ausweitung des intramedullären Raumes („Ofenrohr“), bei der eine großvolumige Prothese direkt am Knochen fixiert wird, gilt heute als die ultimative Fixierungsmethode. Sie ist der zementierten Anwendung überlegen, da in dem weiten Markraum ein entsprechender Druck auf den eingebrachten Zement mit genügender endokortikaler Zementvernetzung nicht durchführbar ist und das Risiko von Embolien deutlich steigt. Nachdem im Laufe der letzten zwei Jahrzehnte die Erkenntnisse über die erforderlichen biologischen Voraussetzungen für eine stabile Osseointegration und einen daueradaptiven Knochenumbau am interface von zementfreien Implantaten ständig zunahmen, trat die zementierte Technik in den Hintergrund. Das zementfreie Einbringen von Implantaten in der Revisionschirurgie war in Anbetracht der unbefriedigenden Ergebnisse nach zementierter Technik bald die Methode der Wahl.

## 1.2 Die Pressfit-Verankerung der künstlichen Hüftpfanne

Die zementfreien Hüftpfannen sind heutzutage der Standard in der primären Hüftarthroplastik. Drei verschiedene Konzepte zur Pfannenfixation werden derzeit in Form

der Schraub-, Spreiz- und Pressfitpfannen angewendet. Schraubpfannen verfügen über eine raugestahlte oder plasmabeschichtete Oberfläche, da ihre Belegung mit porigen Oberflächen das Eindrehmoment zu stark vergrößern würde. Spreizpfannen sind sehr dünnwandig und für eine aufladende makroporöse Beschichtung nicht geeignet. Die vorwiegend hemisphärisch gestalteten Pressfitpfannen ahmen in ihrer Formgebung das natürliche Azetabulum nach. Sie führen zu einer sehr schonenden Knochenresektion bei der Vorbereitung des vollhemisphärischen knöchernen Lagers und sind während der Implantation frei ausrichtbar. Die meisten dieser Pfannen sind aus Reintitan oder aus Titanlegierungen (Ti-6Al-4V) und lassen alle Formen der nicht additiven Oberflächenbearbeitung der Kernschalen, wie das Grit blasting, zu. Neben den früheren additiven Beschichtungsverfahren des fiber bondings und des Plasmaspritzens lässt die moderne metallurgische Beschichtungstechnologie mit Hilfe der Titanschüttung aus dem Pulverbett und dem Elektronenstrahlschmelzen Beschichtungsflächen entstehen, die sich der Knochenstruktur in ihrer Morphologie und ihren biomechanischen Eigenschaften immer mehr annähern. Die primäre Stabilität der Pressfitpfannen kommt durch einen Kraft-Reibschluss zustande, der über zwei Arten der Verklebung erreicht wird. Ein völlig hemisphärisches Design der Kernschale führt bei einer Unterfräsung des azetabulären Knochenlagers von 1 bis 2 mm im Vergleich zu der dann „überdimensionierten“ Hüftpfanne zu einem stabilen Kraft-Reibschluss, der eine ungestörte Osseointegration zulässt.

Wird hingegen die Kernschale so konzipiert, dass sie eine konstruktive äquatoriale Überdimensionierung aufweist, so kommt es zu einer äquatorialen Klemmung. Um ein frühzeitiges Anstehen der Pfanne am Pol noch vor der Klemmung zu verhindern, wird die Schalenhöhe gegenüber der Frästiefe reduziert. Die Kernschale wird am Pol abgeflacht und damit nicht mehr vollhemisphärisch gestaltet. Die Kraftübertragung findet in der Kompakta des Azetabulums statt. Widmer et al. (1997) konnten mit Druckmessfolien nachweisen, dass sich bei Belastung des Hüftgelenks die Kraftübertragung vorwiegend in die äquatorialen Zonen des Azetabulums und hier auf die iliakalen, pubischen und ischialen Knochenfeiler verlagert.

Das konstruktive Merkmal der Polabflachung der Kernschale, die polseitig nicht ansteht bevor sie äquatorial verklebt, kommt also den biomechanischen Gegebenheiten des

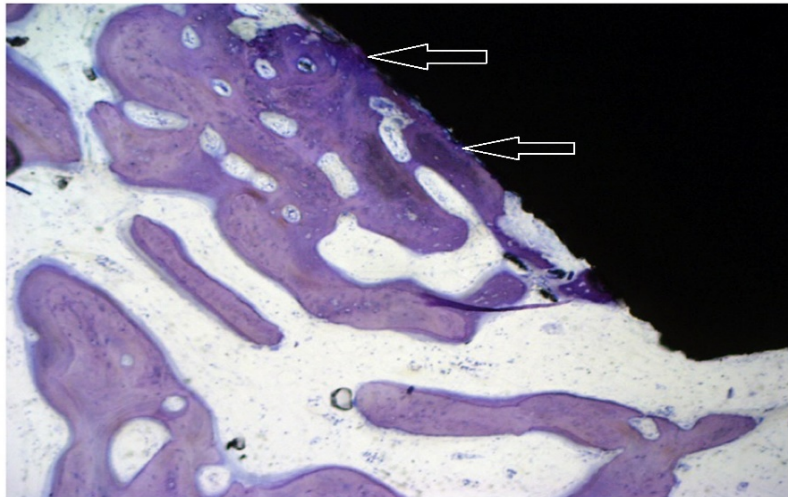
natürlichen Azetabulums durch einen äquatornahen, formschlüssigen Kontakt in der Zone der Kraftübertragung entgegen.

Die polseitige Lastübertragung hingegen wird durch die Polabflachung reduziert. Der Reibungskoeffizient der Pfannenoberfläche wird bei Pressfitpfannen demnach durch den Grad der Rauheit ihrer Oberfläche und den Grad der Verklemmung durch Überdimensionierung bestimmt. Die primäre Stabilität durch den Kraft-Reibschluss kann durch zusätzliche externe Stabilisatoren verbessert werden. Die heute vorwiegend verwendeten Fixationsschrauben schaffen zusätzliche Stabilisierungspunkte, um die Kernschale gegen ungünstige Dreh- und Kippbewegungen zu schützen.

### 1.3 Die biologischen Grundlagen der Osseointegration von zementfreien Implantaten

Seit der Einführung der Prothesenimplantation in zementfreier Technik in den USA im Jahr 1977 wuchs die Zahl der Implantate mit unterschiedlicher Materialsteifigkeit und osteotroper Implantatoberfläche. Zahlreiche Oberflächenbearbeitungen und additive Beschichtungsverfahren zur Förderung des Knocheneinwuchses kamen nach tierexperimentellen Vorversuchen zur Anwendung. Angestrebt wurde ein Aufwachsen des Knochens auf modifizierten Oberflächen oder ein Einwachsen in poröse Beschichtungen. Als Osseointegration wurde das Einwachsen des Knochens unmittelbar auf die Metalloberfläche ohne bindegewebige Zwischenschicht bezeichnet (Mavrogenis et al., 2009).

Voraussetzung für die exakte Einpassung des Implantats in das knöcherne Wirtslager war die passgerechte Vorbereitung des Azetabulums und des proximalen Femurs. Der Einwuchs erfolgte je nach Kontakt des Knochens zur Implantatoberfläche über zwei Formen des Knochenanbaus. Eine Kontaktosteogenese setzte den unmittelbaren Kontakt des Implantats mit dem anliegenden Knochen voraus (Abb. 1).

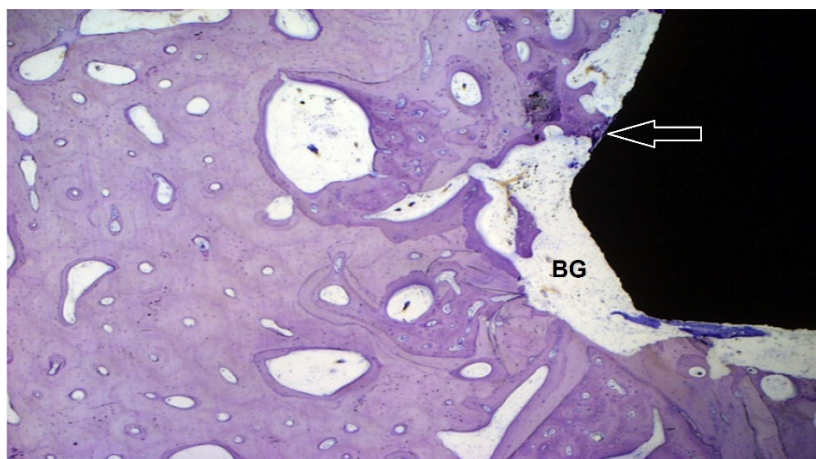


**Abb. 1: Kontakt**

Die Implantatoberfläche liegt dem Knochen unmittelbar an und gewährleistet den direkten Anwuchs (Pfeile)

(Mit freundlicher Genehmigung: F. W. Koch, Osteologie 2/2015)

Da eine Präparation des Knochenlagers oft nicht exakt an die Form des Implantats anzupassen war, gelangte der Knochen oft erst nach Überwindung der zwangsläufig entstehenden Distanz zwischen Implantat und aufgeraspeltem Knochenlager an die Implantatoberfläche, die partiell von Bindegewebe bedeckt wurde (Abb. 2).



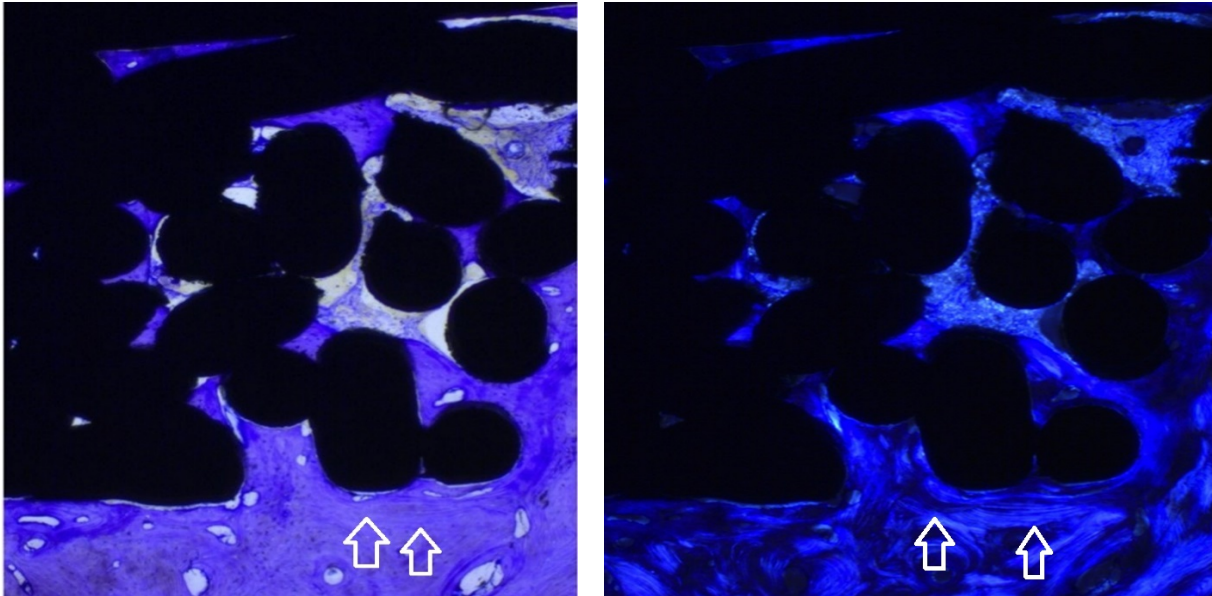
**Abb. 2: Distanz**

Die im aufgeraspelten Knochenlager anliegende Oberfläche des Implantats zeigt einen schmalgradigen Knochenaufwuchs, der eine Distanz zum Implantat überbrückt (Pfeil) und von Bindegewebe umschlossen ist (BG).

(Mit freundlicher Genehmigung: F. W. Koch, Osteologie 2/2015)

Albrektsson et al. (1981) beschrieben das Auftreten von reifem lamellären Knochen als Hinweis für eine erfolgreiche Osseointegration des Implantats.

Der adaptative Knochenanbau nahm 4 bis 12 Wochen in Anspruch (Abb. 3). Er setzte sich zunächst bis zu 3 Jahre fort und erreichte dann ein adaptatives Gleichgewicht zwischen An- und Abbau (Zweymüller et al., 1988).



**Abb. 3:** Lamellärer Knochenumbau am Titandrahtgeflecht

Entlang der Beschichtung eines Titandrahtgeflechts liegt ein lamellärer Knochenumbau 27 Jahre nach Implantation vor (Pfeile).

(Hellfeld-Mikroskopie 25-fache Vergrößerung, Färbung Toluidinblau links, Polarisation rechts)

(Mit freundlicher Genehmigung: F. W. Koch, Osteologie 3/2018)

Voraussetzung für jeglichen ungestörten Knocheneinwuchs am Implantat war seine anfängliche Primärstabilität im knöchernen Widerlager. Eine adäquate Implantationstechnik mit möglichst großflächiger knöcherner Verklebung von Pfanne und Schaft führte zur Reduzierung von Mikrobewegungen am interface (Galante et al., 1971).

Verblieben die Werte der Mikrobewegungen zwischen Knochen und Implantat unter 20  $\mu\text{m}$ , so führt dies zu einem soliden knöchernen Verbund. Lagten die Werte zwischen 40 und 150  $\mu\text{m}$ , so bildete sich am interface eine Mischform aus Knochen und Bindegewebe aus. Erreichten die Mikrobewegungen jedoch Werte über 150  $\mu\text{m}$ , dann bildete sich am



interface eine Schicht mit vorwiegend fibrösem Gewebe aus, die eine ossäre Integration des Implantats nicht mehr zuließ (Pilliar et al., 1986).

Um übermäßige Mikrobewegungen am interface zu reduzieren, wurden zahlreiche Oberflächenmodifikationen entwickelt, die eine ungestörte Osseointegration gewährleisten sollten. Mit der Pressfit-Technik stand ein operatives Verfahren zur Verfügung, welches durch Einbringen der Implantate mit einem leichten Übermaß eine hohe Verklebung mit solider Primärstabilität erzeugte. Weiterhin war die Implantatgeometrie und die Rauheit der Beschichtung sowie die Präparationstechnik unter Berücksichtigung der Knochenqualität für den anfänglich festen Sitz des Implantats entscheidend (Khanuja et al., 2011).

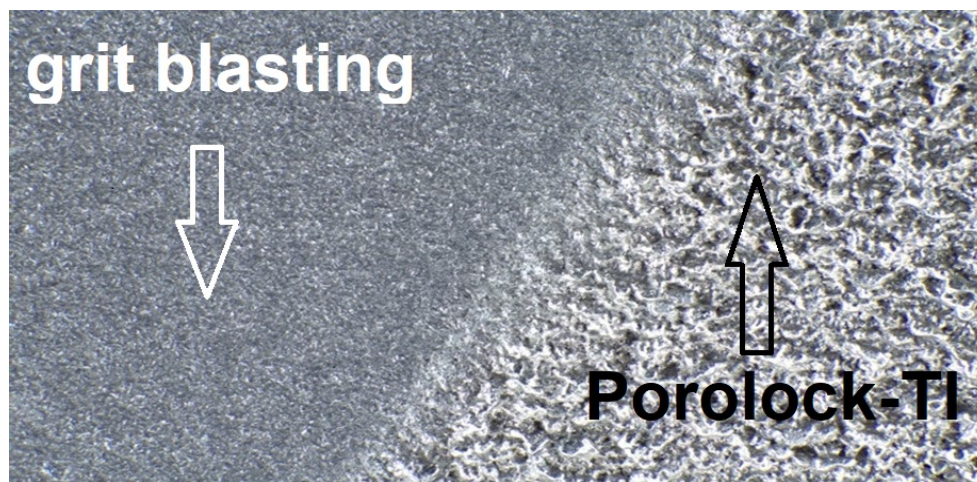
#### 1.4 Osteotrope Beschichtungen für die Kernschalen von künstlichen Hüftpfannen

##### 1.4.1 Nicht additive Verfahren für den Knochenaufwuchs (ongrowth)

Die Art der Verbindung von Knochen und Implantat wurde bestimmt durch die Oberflächenbeschaffenheit des Materials. Es wurde grundsätzlich unterschieden zwischen Oberflächenbearbeitungen, die einen Knochenaufwuchs („ongrowth) oder einen Knocheneinwuchs (ingrowth) ermöglichen.

In der Pionierzeit der zementfreien Hüftendoprothetik bot sich das Sandstrahlverfahren (grit blasting) als einfache Methode einer nicht additiven Oberflächenbearbeitung an. Das Verfahren ist seit über 30 Jahren im Einsatz und hat über die Korngröße und die Auftreffgeschwindigkeit, mit der Sand oder Korund auf die Implantatoberfläche einwirken, die Möglichkeit, die Eindringtiefe und den abrasiven Prozess zu steuern (Abb. 4).

Wachstumsflächen haben eine Rauheit im Bereich von 3 bis 5  $\mu\text{m}$ , die durch Sandstrahlen oder Plasmaspritzen entsteht (Zweymüller et al., 1988).

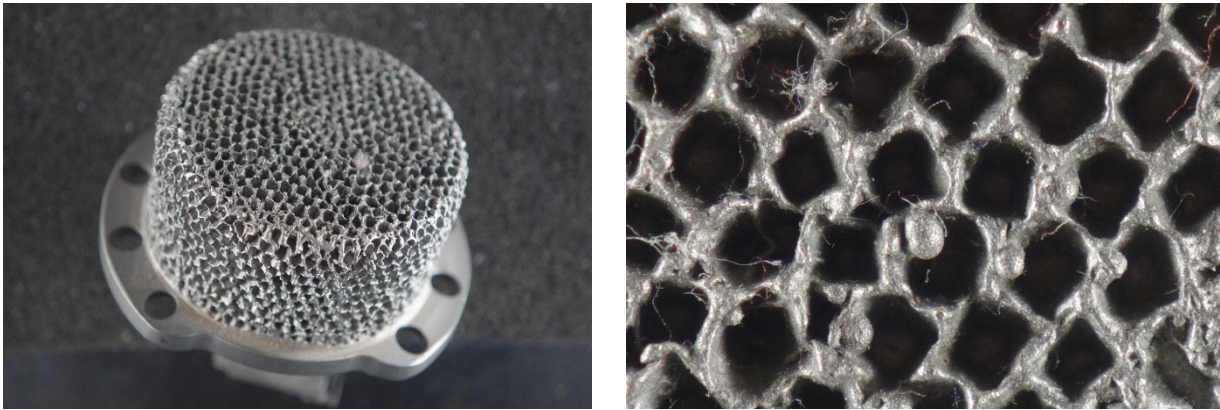


**Abb. 4:** Grit blasting

Abrupter Übergang von der proximalen extra groben Porolock-TI-Plasmabeschichtung (Dicke 100-200  $\mu\text{m}$ , 25-30 % Porosität) zu einer Grit-blasting-Oberfläche des distalen Fitmore<sup>®</sup>-Schafts (Fa. Zimmer/Biomet).

Eine in der Frühzeit der Endoprothetik 1971 von Judet entwickelte Hüftprothese wies wabenartige Oberflächen auf, die in die Kernschale während der Herstellung einmodelliert wurden (Judet et al., 1978).

Erstmals wurde die Vorstellung eines nicht additiven Verfahrens zur Vergrößerung der Knochenaufwuchsfläche und des Reibkoeffizienten zur Erzeugung einer besseren Primärstabilität technisch umgesetzt. Das Implantat hatte eine sehr raumfordernde Zylinderform, die bei der Vorbereitung des Knochenlagers einen erheblichen Substanzverlust des naturgemäß hemispärisch geformten Azetabulums nach sich zog. Die einmodellierten „Poren“ waren zur Kernschale hin als „Dead-End“-Porosität abgeschlossen (Abb. 5). Die nicht miteinander verbundenen Hohlräume konnten den erforderlichen Flüssigkeitsstrom zum Knochenerhalt nicht gewährleisten. Das steife Pfannenimplantat mit hohem E-Modul erzeugte ein stress-shielding mit der Folge der aseptischen Lockerung (Jensen und Retpen, 1987).

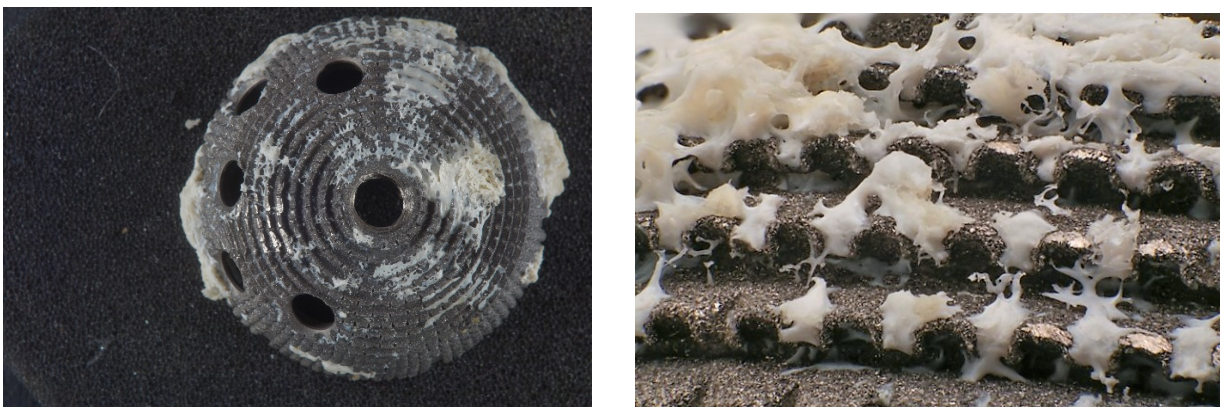


**Abb. 5:** Judet-Pfanne

Die Judet-Pfanne in zylindrischer Form mit einer wabenartigen Oberfläche.

Die einzelnen Waben haben keine Verbindung untereinander und sind zur Kernschale hin geschlossen.

Ein klassisches und seit über 25 Jahren erfolgreiches Kombinationsverfahren von grit blasting und Oberflächengestaltung aus der Kernschale heraus ohne Anwendung eines additiven Beschichtungsverfahrens stellt die ridgeloek-Technik dar. Bei diesem 1993 entwickelten nicht additiven Verfahren werden zahlreiche kleine „Zähnnchen“ als Pfeiler aus der Kernschale während der Schmiedung herausmodelliert. Sie führen zu einer starken Oberflächenvergrößerung und gewährleisten mit der gleichzeitigen Sandstrahlung einen sehr osteotropen Aufwuchs (Abb. 6).



**Abb. 6:** Ridgeloek

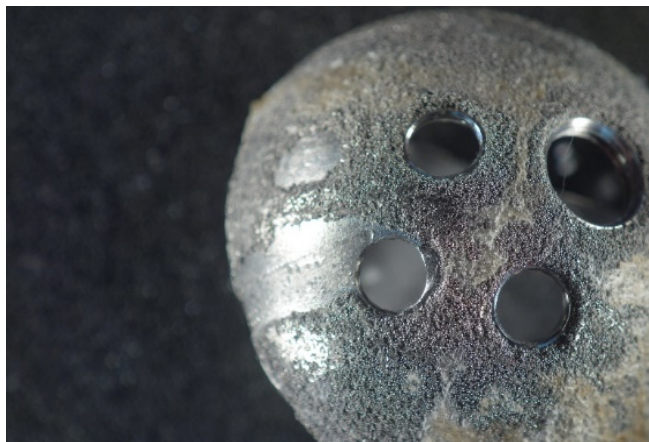
Links: Die Allofit-Pfanne mit abgeflachtem Polbereich und über 1000 Zähnnchen mit einer Aufbauhöhe von 1 mm und unterschiedlicher Ausrichtung in Pol - und Äquatornähe.

Rechts: Zähne mit schaufelförmigen Widerhaken in der Äquatorialzone

#### 1.4.2 Additive Verfahren für den Knochenaufwuchs (ongrowth)

Im Jahre 1970 wurde das Plasmasprayverfahren erstmals an medizinischen Implantaten angewandt (Hahn und Palich, 1970).

Mit diesem Verfahren war der Auftrag von Titanpulver auf Implantate aus Titan oder CoCr mit einer variablen Schichtdicke von 80-800  $\mu\text{m}$  möglich (Abb. 7). Entscheidend war eine hohe Haftfähigkeit der Beschichtung von 40 MPa und die variabel einstellbare Rauigkeit von 3,5 bis 80  $\mu$  (Luedemann, 1996; Zhu et al., 2004).



**Abb. 7:** Verminderte Schichthaftung  
Ablösung einer im Plasmaspray-Verfahren aufgetragenen Titanschicht bei der Explantation

Bei einer nicht offenzelligen Oberflächenporosität von 20-40 % ist nur der Knochenaufwuchs möglich, da die für die Nutrition und tiefere Vaskularisierung erforderlichen interkonnektiven Kanäle bei dieser „closed cell porosity“ fehlen.

Ändern sich die Parameter bei den durch Plasmaspritzen erzeugten Oberflächen, so ändern sich auch die Parameter der Osteokonduktion, der Zellproliferation und damit auch die der osteogenetischen Potenz (Anselme et al., 2000).

Das Vorkommen des Hydroxylapatits im Knochen veranlasste zahlreiche Untersucher diese Substanz auf Implantatoberflächen im Sinne einer "Bioaktivierung" zu verwenden. Eine Verbesserung des Knochenimplantatverbunds konnte experimentell nachgewiesen werden (Ducheyne et al., 1980; Søballe et al., 1993; Schmidmaier et al., 2002).

Dem Nachweis einer physiologischen Integration des Implantatwerkstoffs Hydroxylapatit in das Knochengewebe (Osborne, 1985) und der Impaktion eines mit Hydroxylapatit beschichteten Implantats (Osborne, 1987) folgte 1985 erstmals die Implantation des mit Hydroxylapatit beschichteten Furlong-Schafts (Fa. JRI).

Hydroxylapatit ist osteokonduktiv und fördert das Wachstum von mineralisiertem Knochen auf dem Implantat. Es handelt sich um eine Calciumphosphatverbindung, die direkt auf das Implantat plasmagesprüht wird (Søballe et al., 1991).

Mit einer ursprünglichen Schichtdicke von 200  $\mu\text{m}$ , einer Oberflächenrauigkeit von 55  $\mu\text{m}$  und einer zum Abreißen der Schicht erforderlichen Scherspannung von 20 MPa, zeigte die Prothese kurz- und mittelfristig gute Ergebnisse (Koch et al., 1993).

In Revisionsfällen zeigten sich jedoch Absplitterungen der Beschichtung. Die weitere Modifikation von Rauigkeit und Schichtdicke im Vakuumplasmasprayverfahren (Supravit) hingegen zeigte eine enorme Langzeitbeständigkeit (Shah et al., 2009).

Die bioaktive Beschichtung führte zu einer beschleunigten Osseointegration (Dumbleton und Manley, 2004; Jaffe und Scott, 1996).

Dem Einwand einer verminderten Haftfähigkeit der Hydroxylapatitbeschichtung kam die technische Entwicklung der elektrochemischen Hydroxylapatitbeschichtung entgegen (Szmuckler-Moncler et al., 2001; Schmidmaier et al., 2002).

Heute wird eine Oberfläche als osteotrop angesehen, wenn sie sowohl strukturiert (makroporös) als auch biokompatibel für eine Knochenneubildung ist. Dünne, vollständig abbaubare, elektrochemisch abgeschiedene CaP-Beschichtungen kamen als eine Weiterentwicklung plasmagespritzter HA-Beschichtungen zur Anwendung. (Abb. 8).



**Abb. 8:** Spiron

Bonit<sup>®</sup>-Beschichtung einer komplexen Schraubengeometrie (Spiron<sup>®</sup>-Kurzschafft) mit der äußeren CaP-Phase Brushit und der inneren CaP-Phase eines feinkristallinen Hydroxylapatits.

Der Beschichtungsprozess aus einer flüssigen Phase heraus ermöglicht bei geringen Schichtdicken (ca. 20  $\mu\text{m}$ ), insbesondere bei komplexen Implantatgeometrien, eine gleichmäßige und vollständige Bedeckung strukturierter Oberflächen (Schmidmaier et al., 2002).

Im Vergleich zum Plasmasprayverfahren konnte die Schichthftung verbessert werden (Schlegel, 2004).

Zudem konnte der sehr dünne Auftrag der bioaktiven Schicht von 20  $\mu\text{m}$  das bearbeitete Implantat so bedecken, dass die erwünschte Unebenheit einer aufgerauten Implantatoberfläche nicht verloren ging und ein solides Aufwachsen des Knochens erreicht wurde.

#### 1.4.3 Beschichtungsverfahren für den Knocheneinwuchs (ingrowth)

Der tiefere Einwuchs (ingrowth) von Knochen in die beschichtete Oberfläche eines Implantats setzt eine Porengröße der Beschichtung von 50 bis 400  $\mu\text{m}$  voraus. Um der bei Belastung auftretenden Wechsellast standhalten zu können, ist bei der Oberflächengestaltung der Beschichtung eine Porosität von 30 bis 40 % zu ihrem eigenen Stabilitätserhalt erforderlich (Albrektsson et al., 1981).

Für die tiefporösen Beschichtungen wurden vorwiegend Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen und Titan-Aluminium-Vanadium-Legierungen als Kernschäfte oder Kernschalen verwendet (Emerson et al., 1999).

Die Legierungen auf Titanbasis galten als effizienter bei der Übertragung von Grenzflächenspannungen auf den Wirtsknochen, da sie sich aufgrund ihres niedrigeren Elastizitätsmoduls im Vergleich zu einer Legierung auf Kobalt-Chrom-Molybdän-Basis dem E-Modul des Knochens annäherten.

Aufgesinterte Kugeln, Tripoden, Metallfasernetze und die aus der Kernschale porös gestalteten Oberflächen waren zunehmend die bevorzugten Strukturen zur Erzeugung von Einwuchsoberflächen (Bourne et al., 1994).

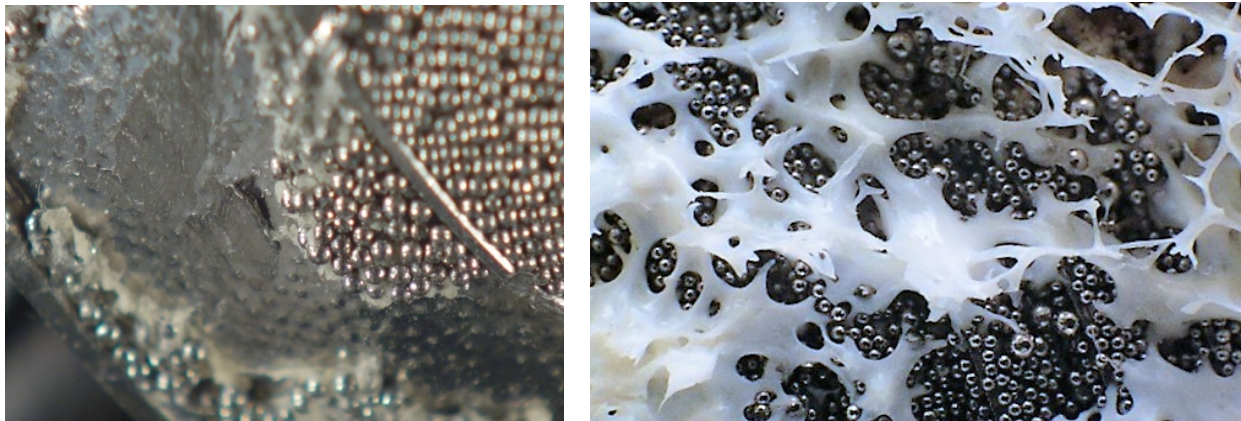
Für die Osseointegration und deren Festigkeit in einer porösen Beschichtung wurde eine optimale Schichtdicke von 50  $\mu\text{m}$  als günstig angesehen (Bloebaum et al., 1997).

#### 1.4.3.1 Die Aufsinterung von Kugeln als Oberflächenbeschichtung

1974 führte Lord seine „madreporische Prothese“ ein, bei der eine bessere Prothesenintegration durch Oberflächenvergrößerung erreicht werden sollte (Lord et al., 1978).

Eine Oberflächenbehandlung mit aufgesinterten Kugeln unterschiedlicher Durchmesser führte zu einem stabilen Knochenimplantatverbund. Nachteilige Scherspannungen am interface konnten reduziert werden (Cameron, 1994; Stanford, 1999).

Auffällig waren Kugelablösungen in 18 % der Revisionen mit unterschiedlichem Ausmaß (Abb. 9).



**Abb. 9:** Kugelablösung

Links: Großflächige Ablösung von aufgesinterten Kugeln an der künstlichen Hüftpfanne (Fa. Osteo Swiss)

Rechts: Partielle Ablösung der madreporischen Kugelbeschichtung einer Lordprothese

#### 1.4.3.2 Die aus der Kernschale strukturierte metallspongiöse Oberflächengestaltung Spongiosa-Metall-I® nach Grundei

Die zementfreien Schaft- und Pfannenkomponenten mit der osteotropen Spongiosa-Metall-I-Oberfläche® nach Grundei bestanden aus einer Chrom-Kobalt-Basislegierung. Die Oberfläche war der Spongiosaarchitektur des Knochens nachgebildet und sollte so die enorm unterschiedlichen E-Module des steifen Kernmaterials und des elastischen Knochens ausgleichen (Abb. 10).



**Abb. 10:** Spongiosametall

Links: Hüftpfanne mit der Beschichtung Spongiosa-Metall-I® nach Grundei

Rechts: Vergrößerter Ausschnitt mit Darstellung der spongiösen Metalloberfläche

Die spezielle Oberflächenstruktur hatte jedoch bei kleinen Schaftgrößen eine begrenzte Bauteilfestigkeit sowie technische Einschränkungen gezeigt. Zudem ermöglichte die Technologie der Aufbringung der Beschichtung nur eine ungenügende Reproduzierbarkeit. Der zementfreie Schaft mit dieser Beschichtung wurde in nahezu allen Fällen des in der hier vorliegenden Arbeit untersuchten Klientels eingesetzt.

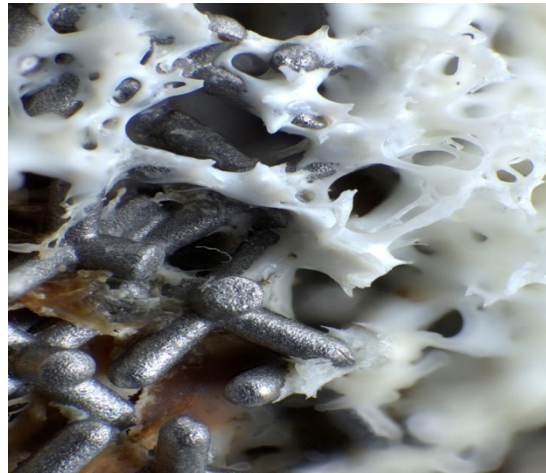
Der verwendete Schaft mit einer Spongiosa-Metall-I-Oberflächenstruktur hatte eine gute Langzeitstandfestigkeit. Nach 20 Jahren waren 85 % der Schäfte und Pfannen noch unauffällig (Böhling et al., 2008).

Im eigenen, hier dargestellten, Klientel war keine einzige aseptische Lockerung zu verzeichnen, die durch den Prothesenschaft selbst verursacht wurde. Lockerungen entstanden nur durch abriebinduzierte femorale Begleitosteolysen.

#### 1.4.3.3 Das getrennte Auftragen von Tripoden als additive Beschichtung zum Knocheneinwuchs

Die Spongiosa-Metall-II-Beschichtung, die in Form von einzeln aufgetragenen Formelementen (Tripoden) eine hohe Maßstreuung erreicht, bewirkt eine starke Dämpfung und Vergleichmäßigung der unterschiedlichen E-Module im Knochen und dem steifen Kernimplantat (Abb. 11).





**Abb. 11:** Tripode  
Knöcherner Einwuchs um die einzeln aufbrachten Tripoden

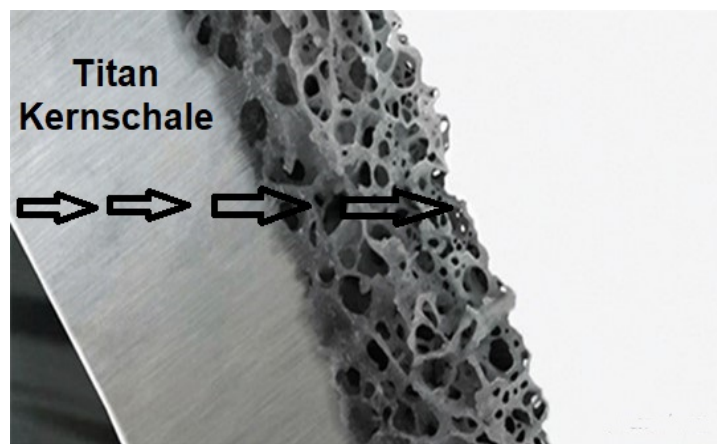
Das Implantat hat einen E-Modul von  $220000 \text{ N/mm}^2$ , während der E-Modul des sklerosierten Knochens im entknorpelten Azetabulum etwa  $10000$  bis  $20000 \text{ N/mm}^2$  aufweist. Die einzeln aufbrachten Tripoden lassen eine interkonnektierende Beschichtung und somit eine für den Knocheneinwuchs fördernde Vaskularisation und Ernährung zu. Die Tripoden bilden mit ihrer unterschiedlich gewählten Aufbauhöhe von  $1 \text{ mm}$  bis  $3 \text{ mm}$  eine Zwischenschicht, die den großen Unterschied des E-Moduls zwischen dem Knochen und dem steifen Implantat ausgleicht. Der E-Modul der Beschichtung liegt bei etwa  $400 \text{ N/mm}^2$  und nähert sich somit eher der Elastizität des spongiösen Knochens. Das stress shielding wird reduziert.

#### 1.4.3.4 Das Elektronenstrahlschmelzen zur Fertigung spongiöser Beschichtungen im Monoblockverfahren

Die traditionellen Beschichtungsverfahren für Implantate wurden im Jahre 2000 ergänzt durch das neuartige Verfahren des Elektronenstrahlschmelzens (EBM = Electron Beam Melting). Bei diesem Verfahren erfolgte im Hochvakuum das Aufschmelzen von Titan- oder Tantalpulver in Form eines additiven, schichtweisen Aufbringens des Materials. Der Prozess des Elektronenstrahlsinterns erfolgte bei der Verwendung von Titanlegierungen bei einer Temperatur von  $700 \text{ }^\circ\text{C}$  bis  $1000 \text{ }^\circ\text{C}$ . Dieses Fertigungsverfahren von

metallischen Bauteilen aus dem Pulverbett ließ die Modellierung einer Kernschale mit kontinuierlichem Übergang in eine frei zu gestaltende Beschichtung im Monoblockverfahren zu. Sämtliche Parameter, die nachweislich einen Knocheneinwuchs förderten, konnten durch das Verfahren exakt reproduziert werden. Porosität, Größe der Poren und der interkonnektierenden Kanäle sowie die Oberflächenrauigkeit waren beliebig zu gestalten (Willie et al., 2004; Hiemenz, 2006; Biemond et al., 2011).

Mit Hilfe der EBM-Methode konnte somit eine Beschichtung erzeugt werden, die sich an der Struktur des nativen spongiösen Knochens orientierte. Der Übergang von der soliden Kernschale in die poröse Beschichtung konnte hinsichtlich einer zunehmenden Porengröße von der Kernschale nach außen hin kontinuierlich zunehmend gestaltet werden (Abb. 12).



**Abb. 12:** EBM (Electron Beam Melting) Monoblock-Hüftpfanne

Die poröse Tesera-Struktur ist keine isoliert aufbrachte Beschichtung. Die Titan-Kernschale und die porösen Anteile werden in einem kontinuierlichen Prozess („in einem Guß“) aufgebaut.

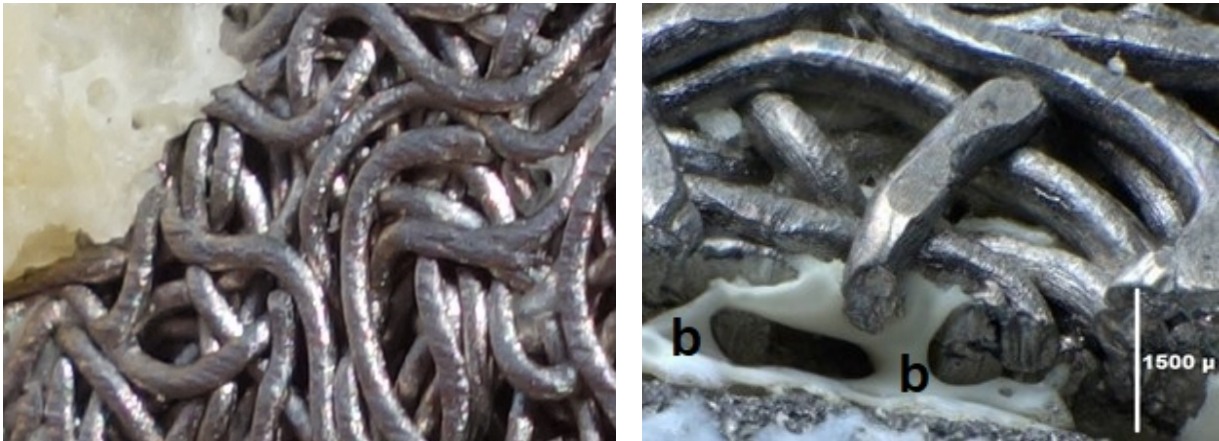
(aus: Tesera Trabecular Technology™. Porous Structure Renovis. Product Information, KYOCERA Medical Technologies, California Redlands, CA 92374, USA)

## 1.5 Die Verschweißung eines ungeordneten, dreidimensionalen Titandrahtgeflechts als Kontinuumbeschichtung der künstlichen Hüftpfanne

### 1.5.1 Das Herstellungsverfahren der Beschichtung durch fiber bonding

Die Verschweißung von Titandrähten in vorgefertigter Gitterform oder in einem ungeordneten Titandrahtgeflecht gehört zu den Pionierverfahren der Beschichtungstechnologie von Implantaten. Die Methode war Ausdruck der damals technischen Möglichkeiten der Beschichtungsverfahren. Die Hüftpfannen mit dieser Art von Beschichtung wurde in dem in dieser Arbeit untersuchten Klientel ausschließlich verwendet und ist bis heute in nahezu unveränderter Form in den 3 Generationen der Harris-Galante-Pfanne-I und -II sowie der Trilogy®-Hüftpfanne in Anwendung. Ausgangsmaterial für die Titandrähte des Titandrahtnetzes ist das Reintitan. Der Reintitan-Pressling wird auf seine Umformtemperatur gebracht und durch eine Matrize gedrückt. Die extrudierten, rundlichen Titandrähte können in beliebiger Länge hergestellt werden. Um einen später höheren Vernetzungsgrad zu erreichen, werden die Drähte nachfolgend in ein ineinandergreifendes Zahnradsystem eingebracht, sodass die geraden Drähte gewellt werden (Undulierung).

Anschließend werden die Drähte in 50 mm lange Stücke geschnitten und nach Gewichtsbestimmung zu einer kreisrunden und etwa 3 mm dicken Titannetzplatte zusammengepresst, wobei die Undulation der Drähte zu einer Erhöhung der Drahtkontaktstellen führt und damit zu einer höheren Anzahl von späteren Verschweißungspunkten (nodes) führt. Die Titannetzplatte wird nun in einer isostatischen Formpresse zur endgültigen vollhemisphärischen Form zusammengepresst. Die isostatische Pressung führt über die ganze Hemisphäre zu einer hohen Maßtreue von 1500 µm Gesamtdicke des dreidimensionalen Titandrahtgeflechts. Die Kernschalen aus Tivanium® werden aus einem Rohblock mittels eines spanabhebenden Verfahrens hergestellt und zusammen mit dem aufgesetzten Titannetz in den Hochvakuumofen verbracht. Die für ein solides fiberbonding erforderliche Temperatur liegt bei etwa 1000 °C und beträgt somit etwa 60 % der Schmelztemperatur von Titan. In diesem Verfahren entsteht eine belastungsstabile Aufschweißung von Reintitan auf Tivanium®, ohne dass die Mikrostruktur aus Reintitan beeinflusst wird (Abb. 13).



**Abb. 13:** Dreidimensionales Titannetz

Links: Verschweißte, gewellte Reintitandrähte in einer dreidimensionalen Netzstruktur

Rechts: Anschnitt des Titandrahtgeflechts mit Knochenbildung (b)

### 1.5.2 Die historische Entwicklung des tierexperimentellen und klinischen Einsatzes des verschweißten Titandrahtgeflechts

Die Verwendung dieses Beschichtungstyps in der in dieser Arbeit beschriebenen double socket-Technik setzte bereits nach der Primärimplantation eine erwiesene Standfestigkeit über eine lange Zeit sowie eine solide Schichthftung des dreidimensionalen Titannetzes an der Kernschale voraus. Jorge Galante berichtete 1971 erstmals über seine tierexperimentellen Ergebnisse und konnte zeigen, dass ab einer Porengröße des Titannetzes von 100 bis 300  $\mu$  der Knocheneinwuchs zunächst nur über eine enchondrale Vorstufe erfolgte. Ab einer Porengröße von 300  $\mu$ m erfolgte die ungehinderte Vaskularisation des einwachsenden Knochens in Form des zunächst unreifen Geflechtknochens (Galante et al., 1971).

Das von Galante verfolgte Ziel bei der von ihm entwickelten Beschichtung war zunächst die Vergrößerung der Knocheneinwuchsfläche. Das Titannetz aus Reintitan sollte zudem eine Dämpfung der Lasteinwirkung auf die etwas steifere Kernschale aus Tivanium® (Ti-6Al-4V) bewirken und somit das stress shielding des Gesamtkonstrukts reduzieren. Der Titandrahtdurchmesser und die Porosität der Beschichtung waren somit die Faktoren, die einerseits die Primärstabilität des Implantats zur sicheren Osseointegration gewährleisten sollten, andererseits aber möglichst nahe an die mechanischen Eigenschaften des Knochens angepasst werden sollten. Auf diese Weise war ein daueradaptiver

Knochenan- und -umbau bis zum Auftreten lamellären Knochens mit Langzeitbeständigkeit zu gewährleisten.

Chang et al. konnten 1996 nachweisen, dass die Knochenneubildung in dreidimensionalen Beschichtungen (ingrowth) den flächigen Beschichtungen (ongrowth) überlegen war (Chang et al., 1996).

Anfang der 70er-Jahre wurde das Titandrahtgeflecht zunächst in Zylinderform in lange Röhrenknochen von Tieren implantiert und ein überzeugender Knocheneinwuchs nachgewiesen (Andersson et al., 1978).

1976 kam das Titandrahtgeflecht erstmals in der Tumorchirurgie zur Anwendung. Mit Hilfe von Abstützplatten konnten die Titannetzzyylinder im segmentalen Knochendefekt langer Röhrenknochen stabil gehalten werden. In höherer Anzahl kam die kohärente dreidimensionale Beschichtung erstmals 1982 in Form der hemisphärischen Beschichtung von künstlichen Hüftpfannen als Harris-Galante-I-Pfanne zum Einsatz. Nach Modifikation der Kernschale erfolgte seit 1987 der weitere Einsatz als Harris-Galante-II-Pfanne. Die im klinischen Verlauf entdeckten Schwachstellen des Implantats wurden behoben. In überarbeiteter Form mit einem neuen Fixationsmechanismus des nun hochvernetzten Polyethylen-Inlays, einer Reduzierung der Pfannenlöcher zur Schraubenfixation und des Polierens der Innenfläche der Kernschale zur Verhinderung des backside wear, kam das Pfannenimplantat 1992 mit unveränderter dreidimensionaler Titannetzbeschichtung als Trilogy® Implantat (Fa. Zimmer) zum klinischen Einsatz. Das Implantat wurde bisher in über 1,5 Millionen Fällen eingesetzt.

### 1.5.3 Die klinischen Langzeitergebnisse der dreidimensionalen Titannetzbeschichtung

Grundvoraussetzung für eine Langzeitstabilität einer Beschichtung ist neben der Osteotropie mit einem sicheren Knocheneinwuchs und einem ständigen adaptativen Knochenumbau auch die Stärke der Schichthaftung, die unter den alltäglichen Bedingungen meist über zwei Jahrzehnte einer erheblichen Wechsellast ausgesetzt ist. Die Stärke der Schichthaftung zwischen Drahtnetz und Kernschale musste weit über derjenigen liegen, die zwischen dem anhaftenden spongiösen Knochen und der Beschichtung bestand. Ausrissversuche an Implantaten wurden unternommen, indem

man die Haftzugfestigkeit zwischen der Beschichtung und dem eingewachsenen Knochen untersuchte. Sie wurde mit 15 MPa angegeben. War die Verschweißung des Titannetzes mit der Kernschale beim Ausriss unbeschädigt, so ergab sich indirekt die Mindestgröße der Schichthaftung (Katz und Mow, 1973). Die Titannetzbeschichtung wies eine Haftzugfestigkeit auf, wie sie schon früh für die Implantatbeschichtungen aus Hydroxyapatit nach ISO 13779-2 gefordert wurde (Niles et al., 1973).

In ihren tierexperimentellen Untersuchungen hatten Jasty et al. schon 1993 die deutliche Überlegenheit der Titannetzbeschichtung gegenüber der Beschichtung mit aufgesinteren Kugeln hinsichtlich einer guten Osseointegration nachgewiesen (Jasty et al., 1993).

Bereits 1992 konnten Schmalzried und Mitarbeiter über gute mittelfristige Standzeiten der Harris-Galante-Hüftpfanne berichten. Zu nahezu gleichen Ergebnissen kamen zahlreiche anderen Untersucher bis zum Jahre 2000 (Schmalzried et al., 1992; Tomkins et al., 1997; Berger et al., 1997).

Die Revisionsrate der Harris-Galante-I-Hüftpfanne selbst betrug in einer Studie mit einem 10-Jahresverlauf nur 1 % (Clohisy und Harris, 1999).

Die gleichen Untersucher berichteten in dieser Studie von 177 Patienten, jedoch über eine Gesamtrevisionsrate von 4,5 % (8 Fälle). Sämtliche Versager waren auf abriebinduzierte Inlaydestruktionen und einen insuffizienten Fixationsmechanismus zurückzuführen. Die knöcherne Fixation der Pfannen war in diesen Fällen völlig unauffällig.

Im gleichen Jahr wiesen Petersen et al. in einer großen Verlaufsstudie darauf hin, dass Versagenszustände der Pfanne vorwiegend aufgrund des Versagens des noch nicht hochvernetzten Polyethylens in seiner insuffizienten Zahnfixation am Pfannenrand auftraten, während die Beschichtung unauffällig blieb (Petersen et al., 1999).

Bereits 2004 zeigte sich erstmals der klinische Effekt einer Polierung der Innenseite der Kernschale zur Reduzierung des backside wear mit Reduktion der Schraubenlöcher und einer Verstärkung der Fixationszähne zur Stabilisierung des Inlays. Die mittelfristigen Ergebnisse zwischen 4 und 7 Jahren zeigten bei 271 Patienten eine stabile Osseointegration der HG-II-Pfanne in 98 % der Fälle (Della Valle et al., 2004).

Aufschlussreich war eine Vergleichsstudie der HG-I-Pfanne mit Titannetzbeschichtung und der PCA<sup>®</sup>-Hüftpfanne (Porous coated Anatomic, Fa. Howmedica). 2,5 % der HG-I-Pfannen (3 von 120 Fällen) wurden wegen des Inlay-Verschleißes revidiert. Die

Hüftpfannen waren fest verankert und wurden belassen. Im Vergleich dazu betrug die Revisionsrate der PCA®-Pfannen, deren Knocheneinwuchs durch eine dichte Kugelbeschichtung mit einem Kugeldurchmesser von 400 µm gewährleistet wurde, über 20 % (21 von 100 Fällen) (Callaghan et al., 2004).

Da die Schwachstellen der ersten Pfannengeneration eindeutig zu identifizieren waren, wurde die 1982 eingeführte Harris-Galante-Pfanne-I als erste Generation mit Titannetzbeschichtung durch die weiterentwickelte zweite Generation als Harris-Galante-II-Hüftpfanne mit unveränderter Beschichtung ersetzt. Zahlreiche Studien bis weit über das Jahr 2000 zeigten dann einen deutlichen Rückgang der abriebinduzierten Versagerfälle. Die Verwendung von beiden Pfannentypen zeigte nach 12 Jahren in 89 % der Fälle einen unauffälligen Verlauf (Röhrli et al., 2006).

Nach einer Mindeststandzeit von 20 Jahren konnten Della Valle et al. 2009 in ihrem Klientel von 114 Patienten eine ausschließlich durch ein Inlay-Versagen bedingte Revisionsrate von 12,2 % (14 Fälle) nachweisen. Alle HG-II-Pfannen waren knöchern fest (Della Valle et al., 2009).

Ab 2010 lagen dann sehr überzeugende Langzeitergebnisse hinsichtlich der Stabilität und der Überlebensrate der HG-II-Hüftpfanne vor (Lachiewicz und Soileau, 2012; Urban et al., 2012; Matsushita et al., 2014).

Publikationen über ein direktes Versagen der Titannetzbeschichtung als Ursache eines Prothesenversagens waren äußerst selten. Klika et al. berichteten über eine Versagensrate der Beschichtung von 1 % nach 10 bis 15 Jahren Standzeit (Klika et al., 2007).

Mayman et al. berichteten über 5 Einzelfälle, die während einer Standzeit von 10 bis 15 Jahren eine Separation der Beschichtung von der Kernschale aufwiesen (Mayman et al., 2007).

Die dritte Generation der Hüftpfannen mit dreidimensionaler Titannetzbeschichtung kam 1993 mit erneut verbessertem Verschlussmechanismus des Inlays in der Kernschale zur klinischen Anwendung. Sie hat sich bisher bewährt. In einer sehr ausgedehnten vergleichenden Studie mit den in letzter Zeit immer häufiger zu Anwendung kommenden Hüftpfannen mit trabekulärer Oberfläche aus Tantal (trabecular metal® TM Continuum® acetabular System), zeigten insgesamt 16307 Trilogy®-Pfannen ein weit niedrigeres Revisionsrisiko als TM™-Pfannen (Laaksonen et al., 2018).

Das Ergebnis, welches aus dem schwedischen und australischen Endoprothesenregister stammte, wurde durch die Befunde aus dem finnischen Register bestätigt (Hemmilä et al., 2019).

Die Trilogy®-Pfanne mit der Titannetzbeschichtung wird seit 1993 in sehr hoher Zahl implantiert und hat dementsprechend im Vergleich zu allen trabekulär gestalteten Oberflächen aus Tantal oder Titan einen zeitlichen Erfahrungsvorsprung. Die Beschichtung hat sich bisher in nahezu unveränderter Form in drei Generationen von künstlichen Hüftpfannen über annähernd 40 Jahre bewährt. Dieser Sachverhalt war dafür entscheidend, die Hüftpfanne im eigenen Klientel in der double socket-Technik in situ zu belassen und weiter zu verwenden.



## 2. Material und Methoden

### 2.1 Patientenkollektel und Prothesenstandzeit bis zur Revision

Im Zeitraum von 1/2008 bis 6/2014 wurde anlässlich des vorwiegend durch Inlay-Verschleiß und Metallose verursachten Versagens von Harris-Galante-II-Hüftpfannen eine Revision des Hüftgelenks durchgeführt. In 32 Fällen erfolgte der vollständige Hüftpfannenwechsel. In 21 Fällen wurde die Hüftkernschale belassen und ein neues Inlay entsprechend der double socket-Technik einzementiert. Das Alter der Patienten/-innen zum Zeitpunkt der Wechseloperation lag zwischen 45 und 95 Jahren bei einem Durchschnittsalter von 72,1 Jahren. Die Standzeit zwischen Primäroperation und der ersten Revision betrug 6 bis 28 Jahre, im Durchschnitt 16,2 Jahre. Vor jedem Eingriff erfolgte eine Punktion des Hüftgelenks. Intraoperativ wurden Gewebeproben in Implantatnähe zur mikrobiologischen Bestimmung entnommen.

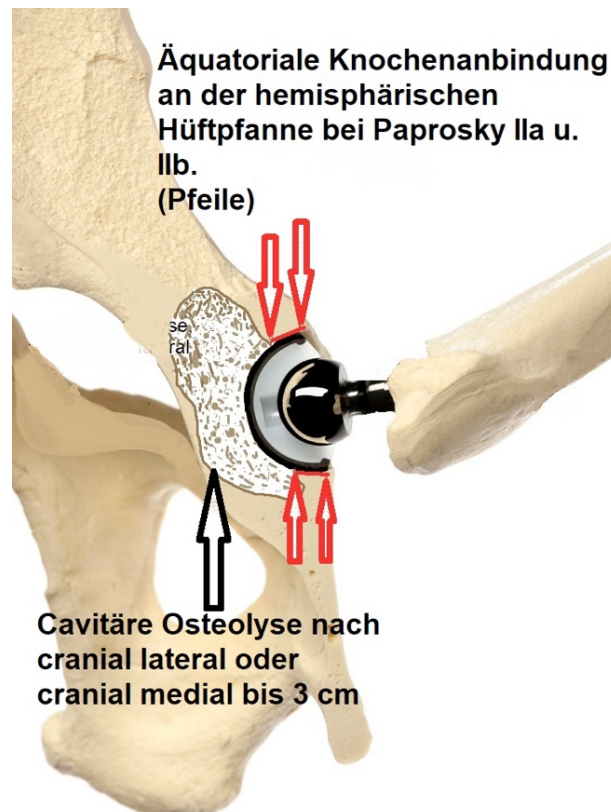
### 2.2 Die radiologischen Untersuchungsparameter

Standardmäßig wurde nativradiologisch eine Beckenübersichtsaufnahme, eine Ala- und Obturatoraufnahme sowie eine Faux profil-Aufnahme angefertigt. Am Femur wurde die zweidimensionale Bewertung (Röntgen ap) der Osteolysen durchgeführt, da für diese Hüftprothesen oft keine geeigneten seitlichen Röntgenaufnahmen verfügbar waren.

Die oftmals ausgedehnteren Osteolysen im Bereich von Hüftpfanne und proximalem Femurschaft, die auf den nativradiologischen Aufnahmen nicht sicher zu beurteilen waren, wurden zur genaueren Darstellung der Defektsituation mit Quantifizierung der Osteolysen durch eine Computertomographie in der Spiral-CT-Technik mit einer Metallartefaktreduktion erfasst. Am Femurschaft wurde eine zweidimensionale Erfassung der abriebinduzierten Osteolysen durchgeführt, da für diese Hüftprothesen keine exakt seitlichen Röntgenaufnahmen verfügbar waren. Das Auftreten der Osteolysen wurde den Gruen-Zonen zugeordnet.

Sechs radiologische Beurteilungskriterien führten zur präoperativen Einschätzung eines möglichen Implantaterhalts. Entscheidend waren die Ausdehnung der Osteolysen mit Abschätzung einer Stabilitätsgefährdung.

Die Darstellung der Ausdehnung und Lage des restlichen knöchernen Verbunds am Implantat erfolgte zur Einschätzung einer suffizienten Abstützung am Pol oder dem Äquator der Hüftpfanne (Abb. 14). Die Dezentrierung des Kopfes im Inlay mit Penetration oder Perforation des Kopfes wurde gemessen und eventuell vorhandene Beschichtungs- und Inlaydefekte wurden dokumentiert. Die Positionierung der Pfanne im Becken wurde gemessen. Bereits bestehende periprothetische Ermüdungsbrüche nach osteolytischer Ausdünnung des femoralen und azetabulären Knochenlagers wurden erfasst.



**Abb. 14:** Schematischer Ausschnitt aus der dreidimensionalen CT-Erfassung der knöchernen Verbundzonen zwischen Pfannenimplantat und Azetabulum

### 2.3 Die allgemeinen intraoperativen Beurteilungskriterien zum Erhalt des Pfannenimplantats

Das radiologisch nicht erkennbare Impingement bei Malposition von Pfanne und/oder Schaft wurde intraoperativ provoziert. Das Konusimpingement mit Konusschaden wurde in situ makroskopisch festgestellt. Die Randstabilität und Schlagfestigkeit des Implantats nach Entfernung der Fixationsschrauben wurde mit einem Randkantenschläger überprüft.

### 2.4 Die prä- und intraoperative Schadensklassifizierung des Azetabulums nach Paprosky

Die Pfannendefekt-Klassifikation nach Paprosky wurde als einheitliche Bestimmungsmethode zur prä- und intraoperativen Defektanalyse des azetabulären Knochenlagers gewählt. Die intraoperative definitive Schadensklassifizierung nach Paprosky erfolgte nach Beendigung der operativen Revision am Knochen und unmittelbar vor einer Neuimplantation. Bei den Stadien Paprosky II a und II b wurde die Definition nach Paprosky beibehalten, obwohl es trotz ausgedehnter Defekte nicht zur Pfannenmigration kam.

### 2.5 Die allgemeinen Entscheidungskriterien für eine partielle oder vollständige Revision des Pfannenimplantats

Die bisher vorhandenen klinischen Ergebnisse des Implantats in der ingrowth-Technik mit zuverlässigen Standzeiten wurden als Entscheidungskriterium für die Belassung des Hüftimplantats miteinbezogen.

Das Alter und die voraussichtliche Lebenserwartung der Patienten/-innen, der ASA-Index, die Komorbiditäten und der zu erwartende Aktivitätslevel wurden hinsichtlich der Wahl der Revisionsmethode mitberücksichtigt.

Weiterhin wurde insbesondere bei kleinen Pfannen, deren äquatorialer Rand nicht von Knochen bedeckt war, die Indikation zum Belassen des Implantats in situ gestellt.

Wegen des erhöhten Risikos von destabilisierenden Knochenverlusten nach Ummeißelung des kleinen Pfannenbetts mit der dann nicht mehr möglichen Pressfit-Verankerung der sphärischen Pfanne wurde dem double socket-Verfahren der Vorzug gegeben.

## 2.6 Das spezielle intraoperative Vorgehen bei der double socket-Technik

Der laterale, transgluteale Zugang, modifiziert nach Hardinge, war der Standardzugang der beiden Operateure des in dieser Arbeit untersuchten Patientenkollektivs, sowohl in der Primärprothetik als auch bei der Revisionsprothetik (Hardinge, 1982).

Die double socket-Technik wurde konstant nach einer logischen Abfolge des Vorgehens durchgeführt. 6 Gewebeproben in der Nähe der Pfanne wurden zur mikrobiologischen Untersuchung entnommen, nachdem ein negativer mikrobiologischer Befund der präoperativen Gelenkpunktion vorlag. Die zugänglichen femoralen osteolytischen Granulome, die sich vorwiegend in den Gruenzonen 1 und 7 entwickelt hatten, wurden ausgeräumt. Nach Entfernen sämtlicher Fixationsschrauben der Hüftpfanne erfolgte die Prüfung der Stabilität mit einem Randkantenschläger. Die Ränder der HG-II-Pfannen wurden von überstehenden Fixationszähnen befreit, um ein Probeinlay einsetzen zu können. Unter Aufsetzen von Probeköpfen mit verschiedenen Halslängen wurde die Gelenkstabilität überprüft. Dann wurde, soweit es die Größe des Inlays zuließ, über die Kopfgröße entschieden. Bei Luxationstendenz konnte die PE-Pfanne (CCB-Flachprofilpfanne Fa. Mathys) in tolerablen Grenzen exzentrisch einzementiert werden oder es wurde ein Antiluxationsinlay einzementiert. Auf eine Anrauhung der Rückfläche des Inlays wurde bei dem Einsatz von low profile-Inlays mit makrostrukturierter Rückfläche verzichtet. Waren genügend freie Verankerungslöcher in der Kernschale vorhanden, so wurden diese unter Einpressen des Zements zur Verstärkung der Verankerung benutzt. Im Fall der notwendigen Entfernung der metallenen Kernschale wurden vorwiegend, insbesondere bei kleinen Pfannen, sehr schmale Schwanenhalsmeißel mit wenig auftragenden Schneidklingen verwendet (Abb. 15).



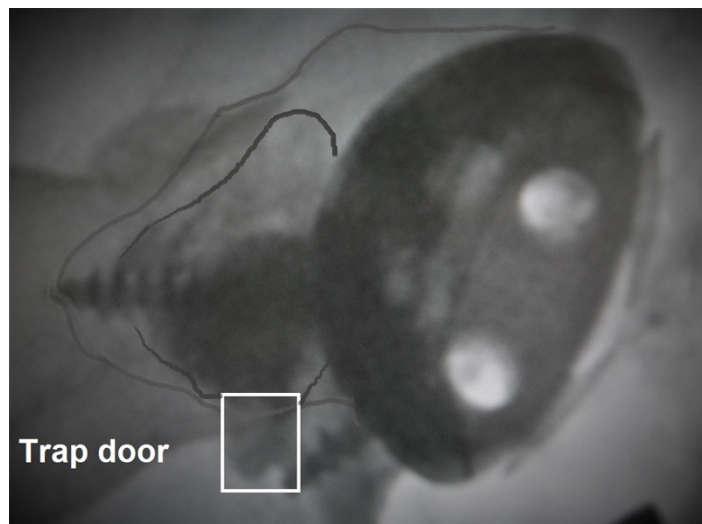
**Abb. 15:** Schwanenhalsmeißel mit schmaler Klinge und verschiedenen Krümmungsradien der Schneidklingen

Bei guter periazetabulärer Knochensubstanz und einem gut einsetzbaren Probeinlay wurde das Zimmer Explant Acetabular Cup Removal System® (Warschau, Indiana) mit den mehr aufragenden Schneidklingen verwendet (Abb. 16).



**Abb. 16:** Zimmer Explant Acetabular Cup Removal System® (Warschau, Indiana)  
Dieses System erfordert eine zentrale Führung durch ein exakt mittig zentriertes Probeinlay. Ein zerstörter Fixationsmechanismus (verbogene tines = Zähnchen) erschwert die Einpassung. Die Schneidklinge trägt mit 1,5 mm Dicke auf.

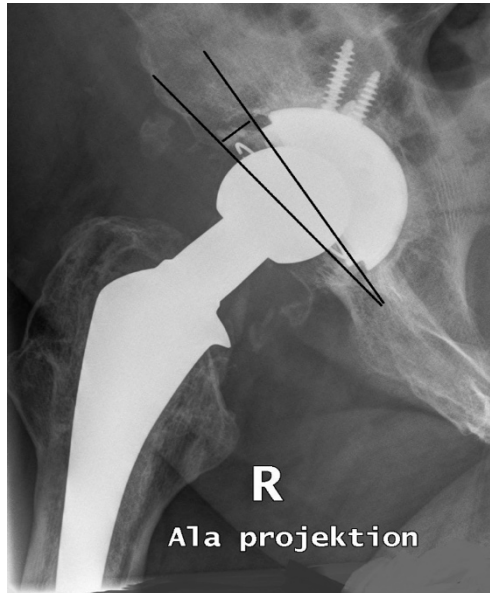
Waren laut Operationsbericht bei der Primäroperation bereits Pfannen mit kleinen Durchmessern implantiert worden, in die ein kleines low profile-Inlay aus Sulene® (Fa. Zimmer) oder eine modulare low profile-Monoblock-CCB-Hüftpfanne aus UHMWPE (Fa. Mathys) wegen der Mindestwanddicke von 5 mm nicht tief genug einzupassen waren, wurde die Hüftpfanne dann vollständig gewechselt, wenn mehr als 3 der 10 makrostrukturierten Rundlamellen beim Probeinsatz überstanden. Bei zu erwartendem geringerem Überstand des Inlays wurde der low profile-Hüftpfanne der Fa. Mathys der Vorzug gegeben. Die Makrostruktur der Pfannenrückseite ließ eine Interdigitation mit maximal 10 Rundlamellen zur Verstärkung der Ausziehkraft zu. Die 8 radiär vom Pfannenpol zum Äquator eingebrachten Längsnuten verstärkten die Torsionsstabilität. In unklaren Fällen der azetabulären knöchernen Restanbindung wurde das Ergebnis einer routinemäßig durchgeführten dreidimensionalen Computertomographie mit Artefaktreduktion in die operative Strategie miteinbezogen. Sie gab Auskunft über das Ausmaß einer polaren oder äquatorialen Knochenanbindung. War die Pfanne dann auch bei der intraoperativen Stabilitätsprüfung unauffällig, so wurde durch die Pfannenlöcher oder über einen kleinen knöchernen Zugang (trap door- Technik) eine knöcherne Augmentation durchgeführt (Abb. 17).



**Abb. 17:** Intraoperative Bildwandlerkontrolle einer knöchernen Augmentation in der trap door-Technik

Revision einer Osteolyse über ein supraazetabuläres Knochenfenster mit der trap door-Technik. Intraoperative Bildwandlerkontrolle der Auffüllung mit verdichteter Fremdspongiosa. Der Defekt war durch die Schraubenlöcher nicht erreichbar.

Hüftpfannen mit vermehrter Inklination oder verminderter Anteversion wurden dann in situ belassen, wenn durch leicht korrigierende Positionierung des einzuzementierenden Inlays ein luxationsstabiles Ergebnis zu erreichen war (Abb. 18).



**Abb. 18:** Korrektur von Inklination und Anteversion durch leicht exzentrische Einzementierung des Inlays

In geeigneten Fällen wurden im eigenen Krankengut bereits sehr früh auch low profile-Inlays mit Randerhöhung eingesetzt.

Bei intraoperativ nicht mehr erreichbarer Stabilität wurde die Einzementierung eines Antiluxationsinlays mit Ringfixation durchgeführt (Abb. 19).



**Abb. 19:** Double socket-Technik mit Einzementieren eines Constrained liners DST bei der Schadensklassifikation Paprosky I mit intraoperativ nachweisbarer Instabilität. Zementaustritt durch Schraubenlöcher (schwarze Pfeile).

Dieses Vorgehen fand später auch seine Bestätigung in den Ergebnissen von Young und Mitarbeitern, die nachweisen konnten, dass einzementierte Antiluxationsinlays über 15 Jahre stabil in der Kernschale verblieben waren (Young et al., 2017).

Im Revisionsfall wurde seit 2003 das Continuum Acetabular System™ (Fa. Zimmer) eingesetzt. Das hemisphärische Design der Continuum-Kernschale verfügte über eine Oberfläche aus Trabecular Metal™-Material, das mit der Kernschale aus Tivanium® verbunden war. Die hochporöse, aus Tantal bestehende Beschichtung mit einer Porosität von 75-80 %, hatte eine hohe Scherfestigkeit und förderte wegen seiner knochenähnlichen Struktur den Knocheneinwuchs (Bobyne et al., 1980; Bobyne et al., 1999).

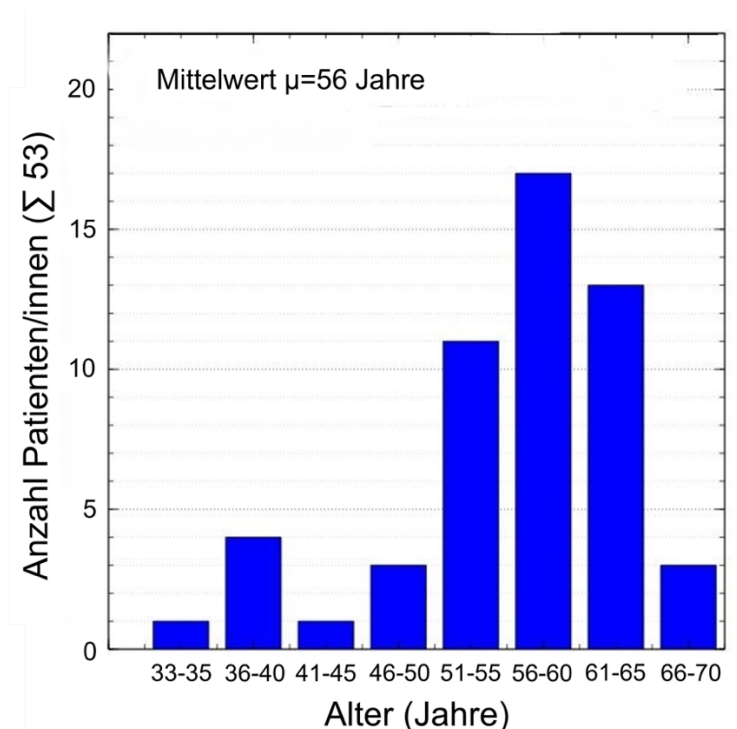
Die Pfanne verfügte über zahlreiche Inlay-Modifikationen und war für die Versorgung von instabilen Hüften geeignet.



### 3. Ergebnisse

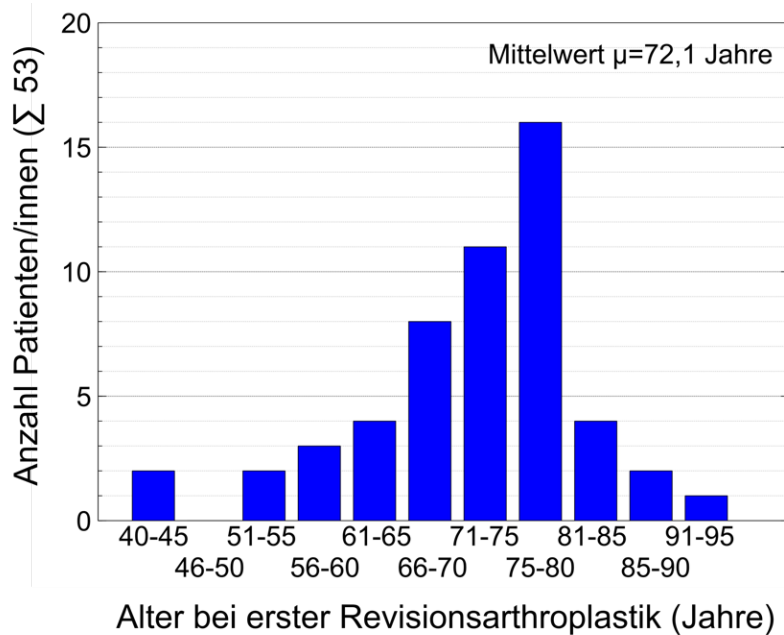
#### 3.1 Das Alter der Patienten/-innen bei der Erstoperation und den nachfolgenden Revisionseingriffen

Zum Zeitpunkt der Primärimplantation einer zementfreien Hüftendoprothese betrug das Durchschnittsalter 56 Jahre (Abb. 20). Bei dem verhältnismäßig jungen Klientel war bis auf eine einzige Ausnahme einer Schaftzementierung die Implantation standardmäßig mit der zementfreien Harris-Galante-Pfanne und dem Spongiosa-Metall-I-Schaft® nach Grundeil erfolgt.



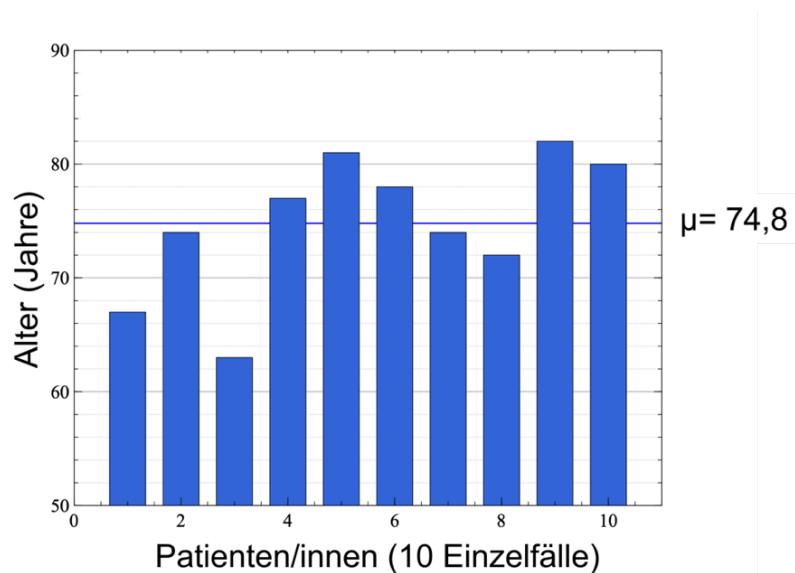
**Abb. 20:** Alter der 53 Patienten/-innen bei der Primärimplantation ( $\mu = 56$  Jahre)

Das Alter der Patienten/-innen zum Zeitpunkt der ersten Revision, die entweder in Form der double socket-Technik oder als kompletter Pfannenwechsel auf eine TM™-Tantal-Revisionspfanne erfolgte, betrug im Durchschnitt 72,1 Jahre (Abb. 21).



**Abb. 21:** Alter der Patienten/-innen bei der ersten Revisionsarthroplastik ( $\mu = 72,1$  Jahre)

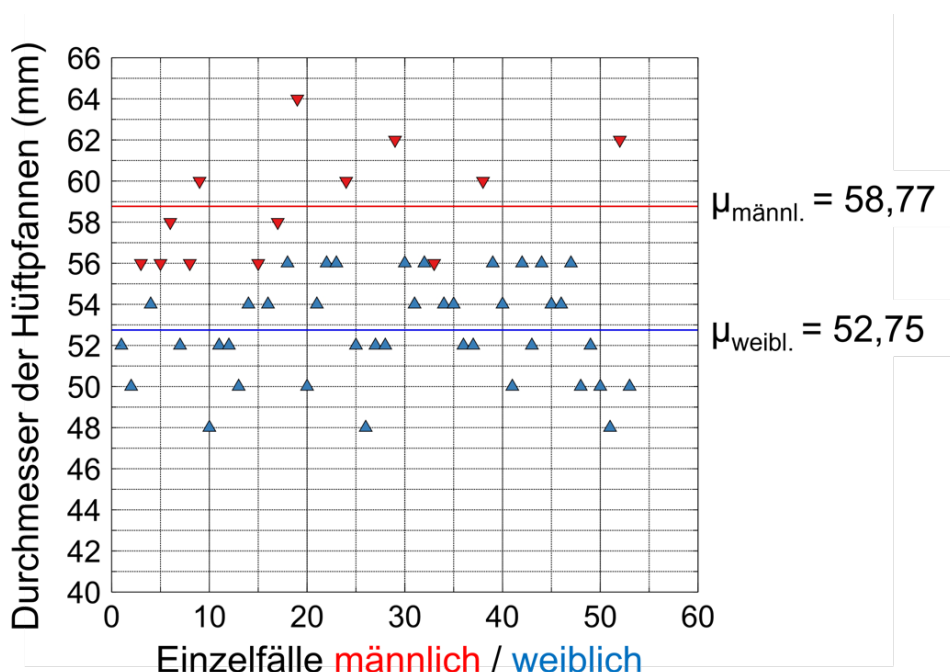
Nach dem Versagen des double socket-Konstrukts mit der Konsequenz eines weiteren Revisionseingriffs mit komplettem Pfannenwechsel hatten die 10 Patienten/-innen bereits ein durchschnittliches Alter von 74,8 Jahren erreicht (Abb. 22).



**Abb. 22:** Alter der Patienten/-innen bei Versagen des double socket-Konstrukts und erneuter Wechseloperation ( $\mu = 74,8$  Jahre)

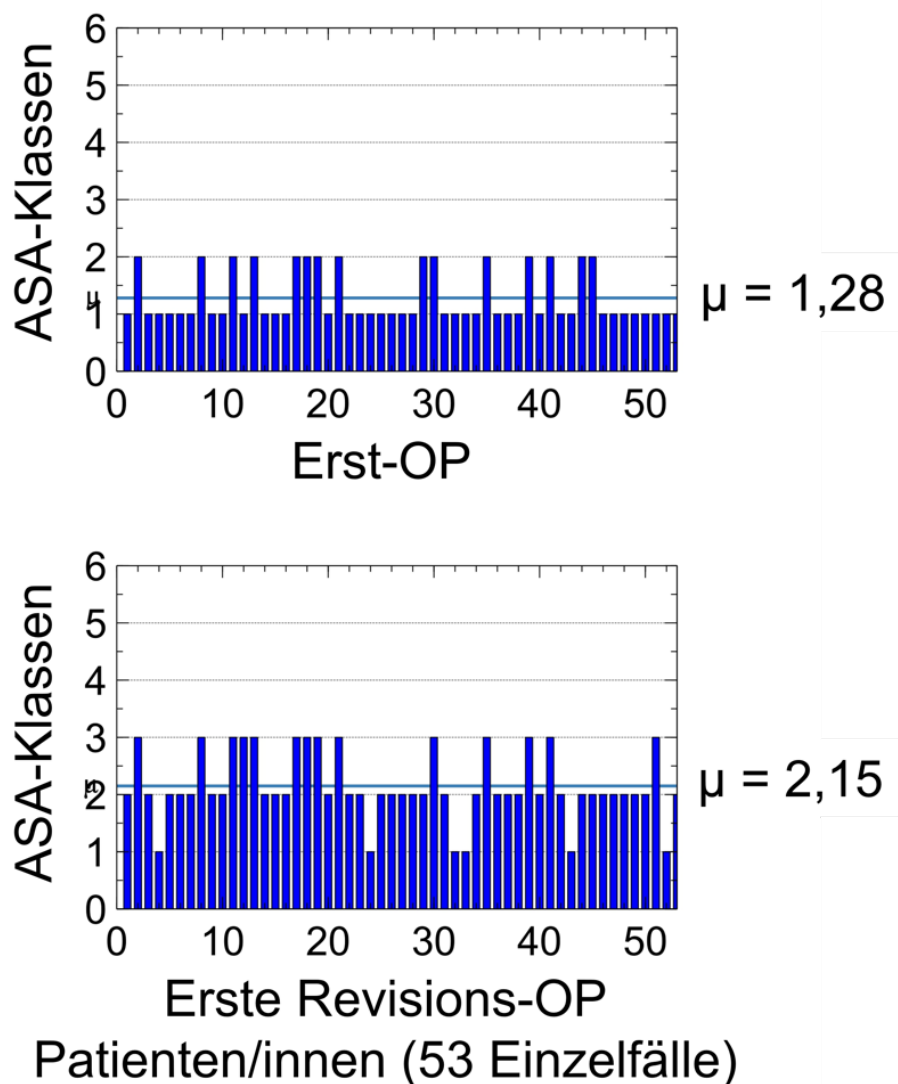
### 3.2 Die geschlechtsspezifischen Unterschiede der Pfannengrößen bei der Erstoperation

Die Implantation der Hüftpfannen bei der Erstimplantation ergab hinsichtlich der verwendeten Pfannengrößen einen direkten Aufschluss über die Größendimension des ursprünglichen knöchernen Azetabulums. Erfolgte die vollhemisphärische Auffräsung des Azetabulums zur vollständigen pressfit-Klemmung der ebenso ohne Polabflachung gestalteten vollhemisphärischen Kernschale mit einem Untermaß von 2 mm, so war die passende Pfannengröße nach Entfernung des Knorpels annähernd Ausdruck der ursprünglichen knöchernen Azetabulumgröße. Obwohl die Anzahl der Implantationen bei Frauen mit 40 Fällen (75,4 %) gegenüber den 13 Implantationen bei Männern (24,6 %) deutlich überwog, so kristallisierte sich ein deutlicher, geschlechtsspezifischer Unterschied der Pfannengrößen heraus (Abb. 23). Bei Männern betrug der durchschnittliche Pfannendurchmesser 58,77 mm, bei Frauen 52,75 mm. Hinsichtlich einer späteren Wechseloperation, insbesondere im Hinblick auf eine mögliche double socket-Versorgung, konnten sich bei der Erhaltung des Pfannenimplantats Probleme bei der Einpassung von selbst kleinsten Inlays in zementierter Form ergeben.



### 3.3 Die ASA-Klassifikation bei den durchgeführten Primär- und Revisionseingriffen

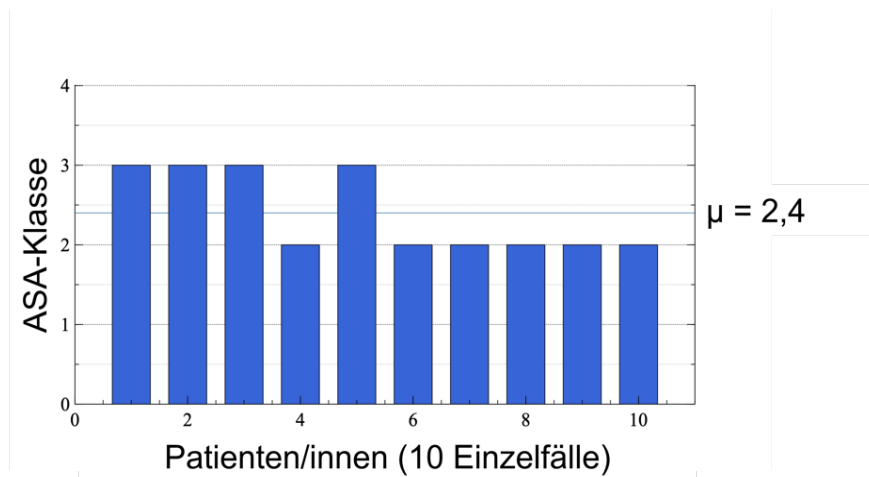
Der von Anästhesisten festgestellte Zustand des zu operierenden Klientels wurde der ASA-Klassifikation zugeordnet. Anlässlich der primären Implantation eines künstlichen Hüftgelenks war bei 53 Patienten/-innen ein durchschnittlicher ASA-Wert von 1,28 vorhanden (Abb. 24).



**Abb. 24:** ASA bei Erst- und Zweitoperation

Bei der Primäroperation betrug der ASA-Wert im Durchschnitt 1,28. Anlässlich der Zweitoperation, die als double socket-Versorgung oder als kompletter Wechsel erfolgte, lag der ASA-Wert im Durchschnitt bereits bei 2,15.

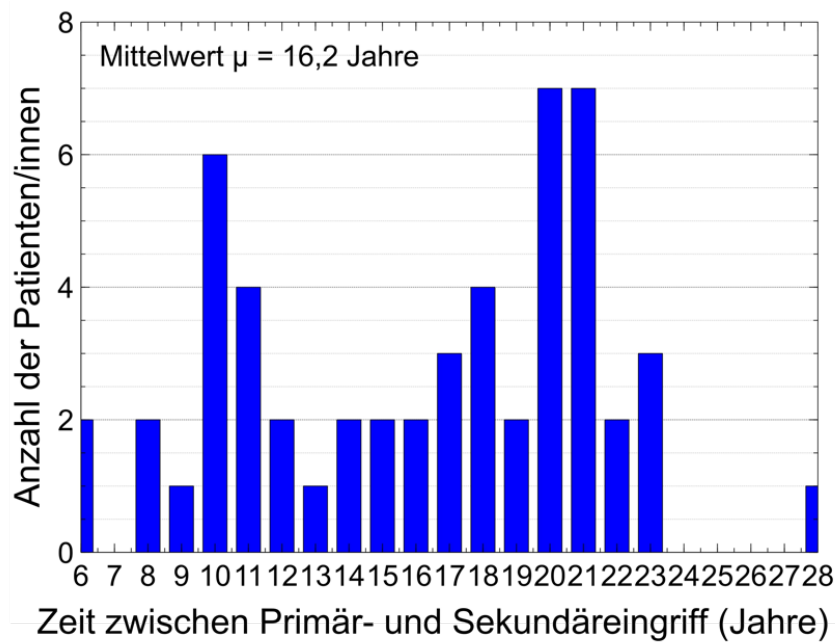
Die 10 Patienten/-innen, die sich nach ehemals durchgeführter double socket-Versorgung ihres Hüftgelenks nun einer dritten und damit endgültig letzten Operation mit Entfernung des double socket-Konstrukts unterziehen mussten, lagen in der ASA-Zuordnung im Durchschnitt bei 2,4 und damit erwartungsgemäß erheblich höher als zum Zeitpunkt der Primär- und Revisionsoperation. 4 Patienten mussten der ASA-Klassifikation 3 zugeordnet werden und waren somit erheblich gefährdet (Abb. 25).



**Abb. 25:** ASA bei der kompletten Entfernung des double socket-Konstrukts und Wechsel auf eine zementfreie Pfanne  
In den betroffenen 10 Fällen der erforderlichen Zweitrevision betrug der ASA-Wert im Durchschnitt 2,4.

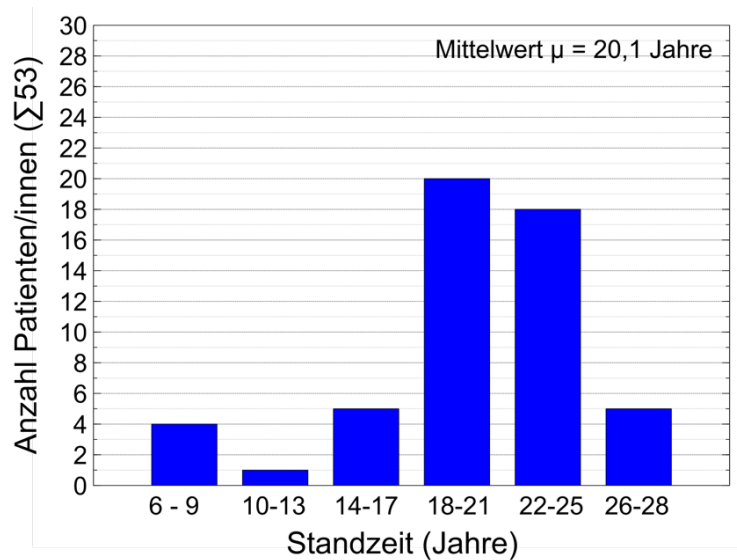
### 3.4 Das Zeitintervall zwischen Primäreingriff und den nachfolgenden Revisionseingriffen

Das Zeitintervall von durchschnittlich 16,2 Jahren zwischen der Primärimplantation und dem ersten Revisionseingriff gibt lediglich Hinweise auf die Wechselbedürftigkeit des geschädigten Inlays (Abb. 26).



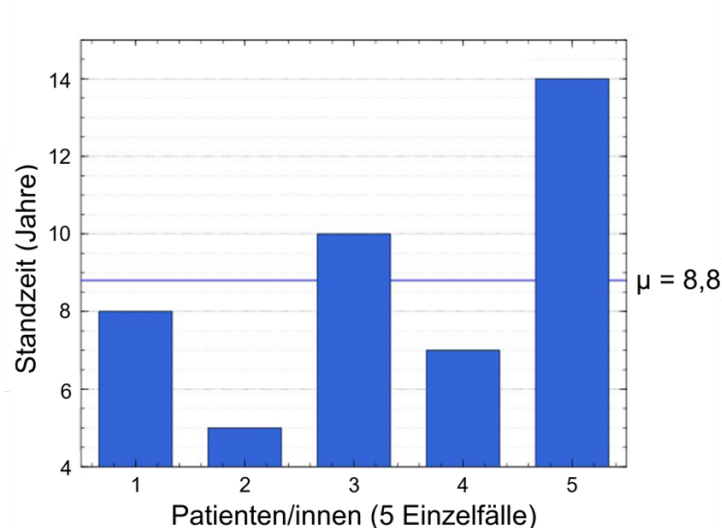
**Abb. 26:** Zeitintervall zwischen Primärimplantation und erster Revision  
Die erste Revision erfolgte als double socket-Eingriff oder als kompletter Pfannenwechsel.  
Das Zeitintervall betrug durchschnittlich 16,2 Jahre.

Da in 21 Fällen (39,6 %) die primär implantierte Harris-Galante-Pfanne in situ belassen wurde, gibt das hier gemessene Zeitintervall keine Auskunft über die Langzeitstandfestigkeit der Kernschale mit ihrer speziellen Titannetzbeschichtung. Sie gibt in den insgesamt 53 Fällen Hinweise zur Belastbarkeit der wenig abriebresistenten Gleitpaarung und der abriebinduzierten, aseptischen Lockerungen. Die Gesamtstandzeit der Kernschale hingegen ergibt sich aus der Zeit bis zum erforderlichen primären kompletten Pfannenwechsel und der Zeit des Implantatversagens nach double socket-Versorgung mit dann später erfolgtem Wechsel des Implantats. Die Kernschale selbst mit ihrer dreidimensionalen Titandrahtbeschichtung hatte in ihrer Funktion als Primärimplantat und als späterer Träger der double socket-Konstruktion eine Gesamtstandzeit von durchschnittlich 20,1 Jahren (Abb. 27).



**Abb. 27:** Gesamtstandzeit der zementfreien Tivanium®-Kernschalen bei 53 Fällen Gesamtstandzeit der zementfreien Hüftpfannen mit Titanbeschichtung als Primärimplantate und in der anschließenden double socket-Technik bis zum vollständigen Hüftpfannenwechsel. Sie betrug bei 53 Fällen im Durchschnitt 20,1 Jahre.

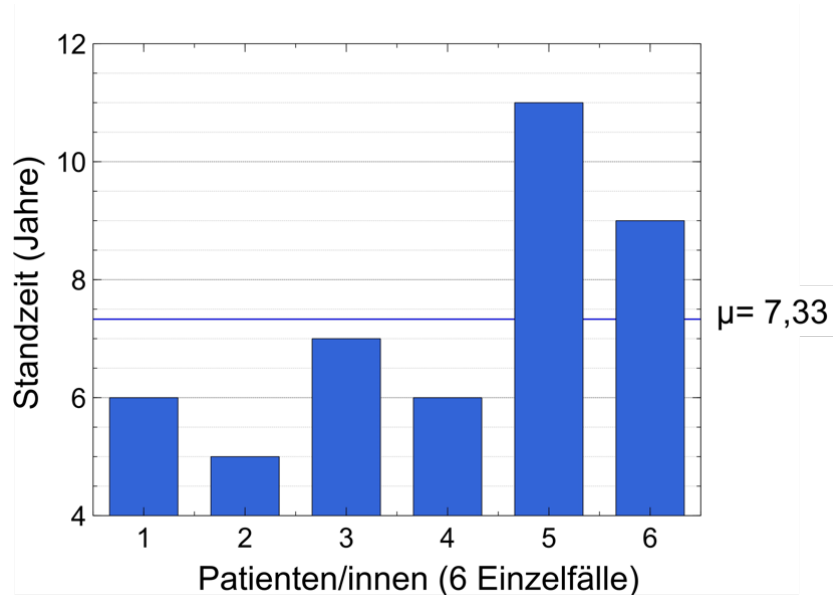
5 Fälle (23,8 %) der 21 double socket-Versorgungen waren bis zum Zeitpunkt der Untersuchung 2018 klinisch und radiologisch unauffällig. Ihre durchschnittliche Standzeit betrug 8,8 Jahre (Abb. 28).



**Abb. 28:** Ungestörter Verlauf nach einer double socket-Versorgung bis zur Untersuchung 2018

Klinisch und radiologisch unauffälliger Befund in 5 Fällen bei einer durchschnittlichen Standzeit von 8,8 Jahren.

6 Fälle (28,5 %) der 21 double socket-Versorgungen waren bis zum Zeitpunkt des Todes klinisch unauffällig. Ihre durchschnittliche Standzeit betrug 7,33 Jahre (Abb. 29).

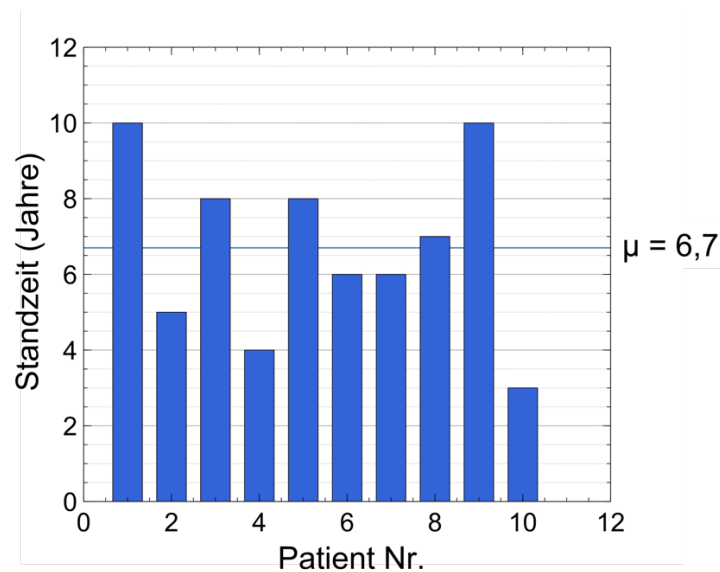


**Abb. 29:** Ungestörter Verlauf nach einer double socket-Versorgung bis zum Tod  
Klinisch unauffälliger Befund in 6 Fällen bei einer durchschnittlichen Standzeit von 7,3 Jahren.

Somit lagen in 52,3 % der Fälle (11 von 21 Patienten/-innen) unauffällige Verläufe nach einer double socket-Versorgung bis zur Untersuchung oder bis zum Zeitpunkt des Todes vor.

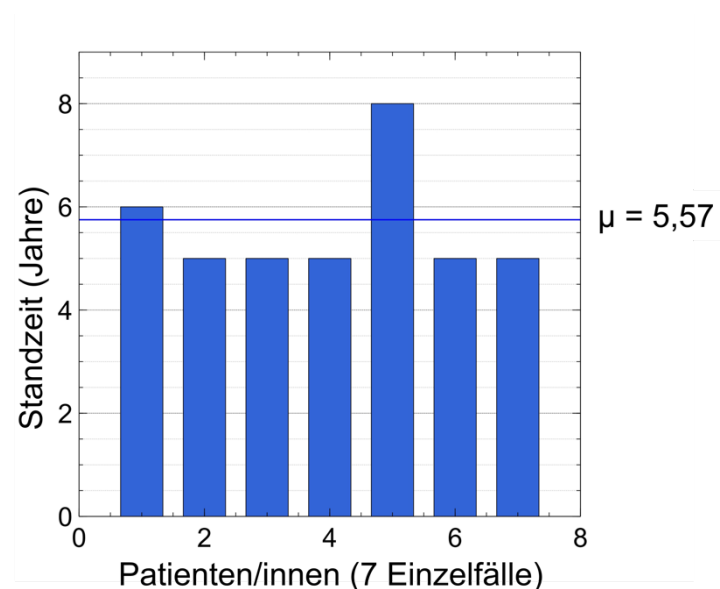
Nach dem isolierten Austausch des PE-Inlays überdauerte das double socket-Konstrukt in den erforderlichen 10 Revisionsfällen im Durchschnitt 6,7 Jahre. Eine Standzeit von 10 Jahren bis zum Wechsel des Konstrukts wurde nur in zwei Fällen erreicht (Abb. 30). Somit bedurften 47,6 % (10 von 21 Patienten/-innen) der double socket-Versorgungen einer späteren Revision.





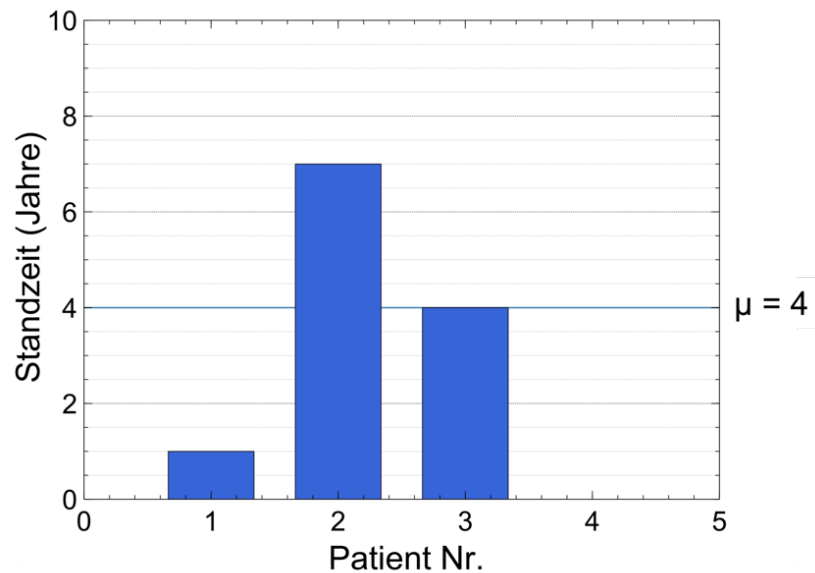
**Abb. 30:** Die durchschnittliche Standzeit des double socket-Konstrukts mit Einzementierung eines Inlays in eine festsitzende Metallschale. Durchschnittlich betrug die Standzeit 6,7 Jahre bis zum kompletten Pfannenwechsel.

Die Standzeit der ab 2003 nur noch eingesetzten TM™-Pfanne nach Wechsel des double socket-Konstrukts betrug bis zum Zeitpunkt der Untersuchung 2018 bei den verbliebenen 7 Fällen im Durchschnitt 5,57 Jahre mit einem bisher unauffälligen Verlauf (Abb. 31).



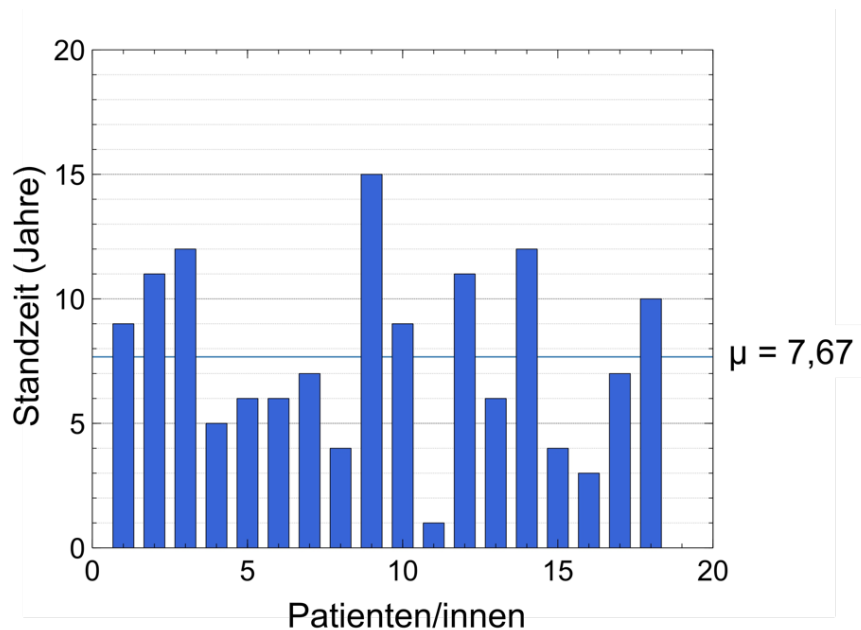
**Abb. 31:** Die Standzeit der TM™-Pfanne nach Wechsel des double socket-Konstrukts bis zum Untersuchungszeitpunkt 2018. Sie betrug im Durchschnitt bei den verbliebenen 7 Fällen 5,57 Jahre.

In 3 Fällen mit einer Standzeit der Tantalpfanne von 1, 4 und 7 Jahren ( $\mu = 4$  Jahren) nach Auswechseln des double socket-Konstrukts waren die Patienten/-innen verstorben (Abb. 32). Die Erkrankungen standen in keinem Zusammenhang mit der Hüftsituation.



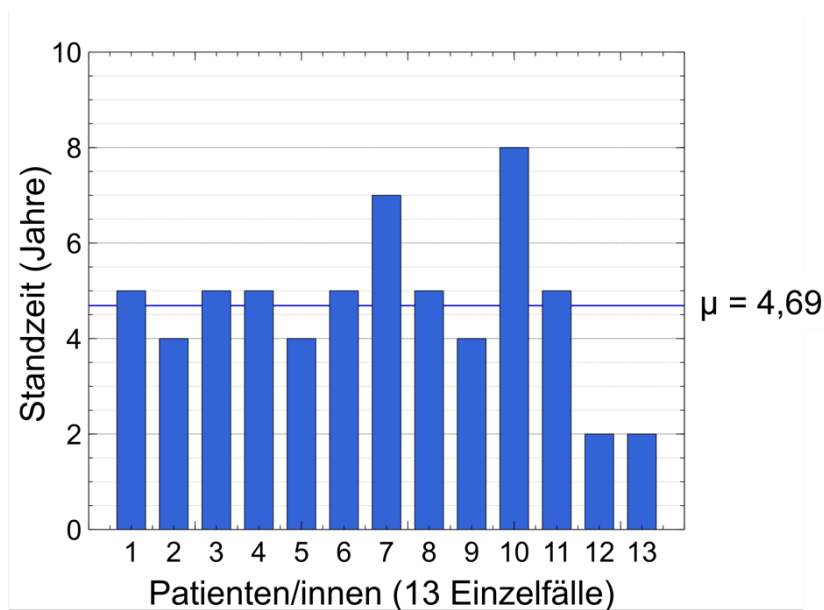
**Abb. 32:** Die Standzeit der TM<sup>TM</sup>-Pfanne nach Wechsel des double socket-Konstrukts Bis zum Tod betrug die Standzeit in 3 Fällen durchschnittlich 4 Jahre mit bis dahin unauffälligem Verlauf.

Die Überprüfung der Standzeit der TM™-Pfanne nach ehemals sofortigem kompletten Wechsel der HG-II-Pfanne auf die Revisionspfanne ergab eine durchschnittliche Standzeit bis zum Tod der 18 Patienten/-innen von 7,67 Jahren (Abb. 33). In keinem Fall war es bis zu diesem Zeitpunkt zu handlungsbedürftigen Auffälligkeiten im Hüftbereich gekommen.



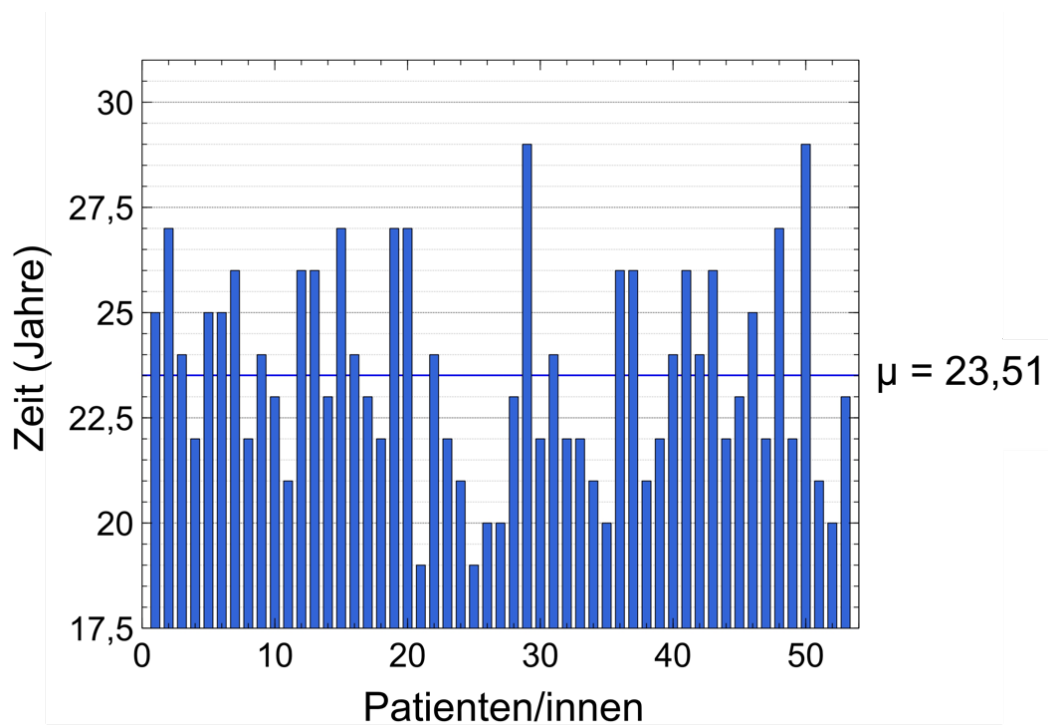
**Abb. 33:** Die Standzeit der Revisionspfanne nach sofortigem kompletten Wechsel der HG-II-Pfanne auf die TM™-Pfanne  
Bis zum Tod betrug die Standzeit im Durchschnitt 7,67 Jahre bei 18 Fällen.

Die Standzeit der TM™-Revisionspfanne nach sofortigem Wechsel der HG-Pfanne bis zum Zeitpunkt der Untersuchung (13 Fälle, 1 Fall ist nicht mehr auffindbar) betrug bei den 13 noch lebenden Patienten/-innen durchschnittlich 4,69 Jahre (Abb. 34).



**Abb. 34:** Die Standzeit der TM<sup>TM</sup>-Revisionspfannen nach sofortigem Wechsel der HG-Pfannen  
 Bis zum Zeitpunkt der Untersuchung betrug die Standzeit durchschnittlich 4,69 Jahre (Fall-Nr. 14 ist verlorengegangen).

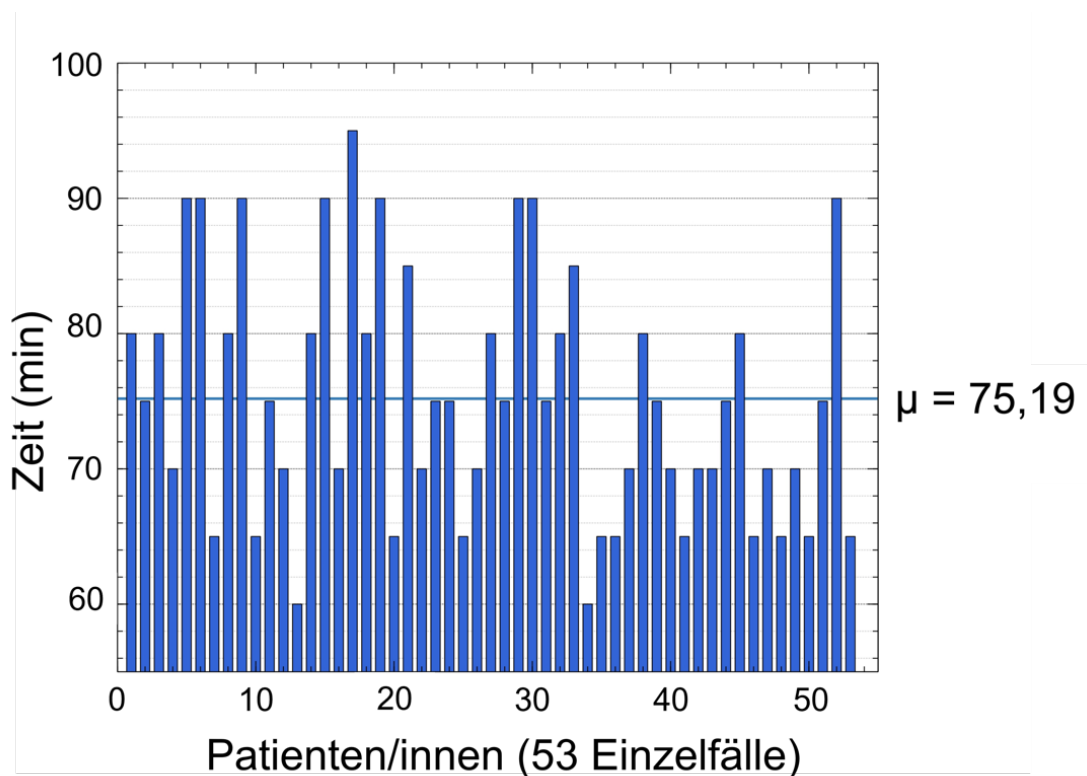
Die Voraussetzung für eine ökonomische Gesamtbewertung aller Fälle war die vollständige Erfassung der klinischen Verläufe nach der Primäroperation und dem ersten und zweiten Revisionseingriff bis zum Untersuchungszeitpunkt 2018 oder bis zum Tod. Der klinische Beobachtungszeitraum lag zwischen 19 und 29 Jahren, im Mittel bei 23,51 Jahren (Abb. 35).



**Abb. 35:** Gesamte klinische Beobachtungszeit aller 53 Einzelfälle  
Die gesamte klinische Beobachtungszeit der 53 Fälle lag zwischen 19 und 29 Jahren, im Mittel bei 23,51 Jahren.

### 3.5 Die Operationsdauer der primären Hüftprothesenimplantation und der Folgeeingriffe

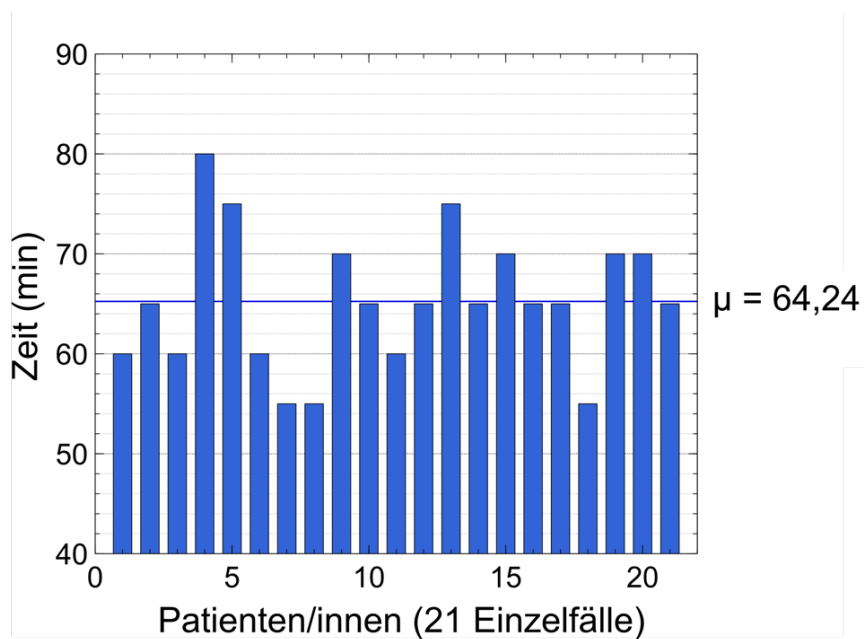
Der primäre Hüftgelenksersatz erfolgte standardmäßig mit der zementfrei im Pressfit-Verfahren eingebrachten HG-II-Pfanne und dem zementfreien Spongiosa-Metall®-I-Schaft nach Grundei. Die Gleitpaarung bestand aus einem Metall- oder Keramikkopf. Das Kunststoffinlay bestand aus UHMWPE (Ultra-high-molecular-weight polyethylene). Die durchschnittliche Operationsdauer betrug bei dem noch recht jungen Klientel 75,19 Minuten (Abb. 36).



**Abb. 36:** Operationsdauer bei der Primärimplantation einer zementfreien Hüftendoprothese ( $\mu = 75,19$  Minuten)

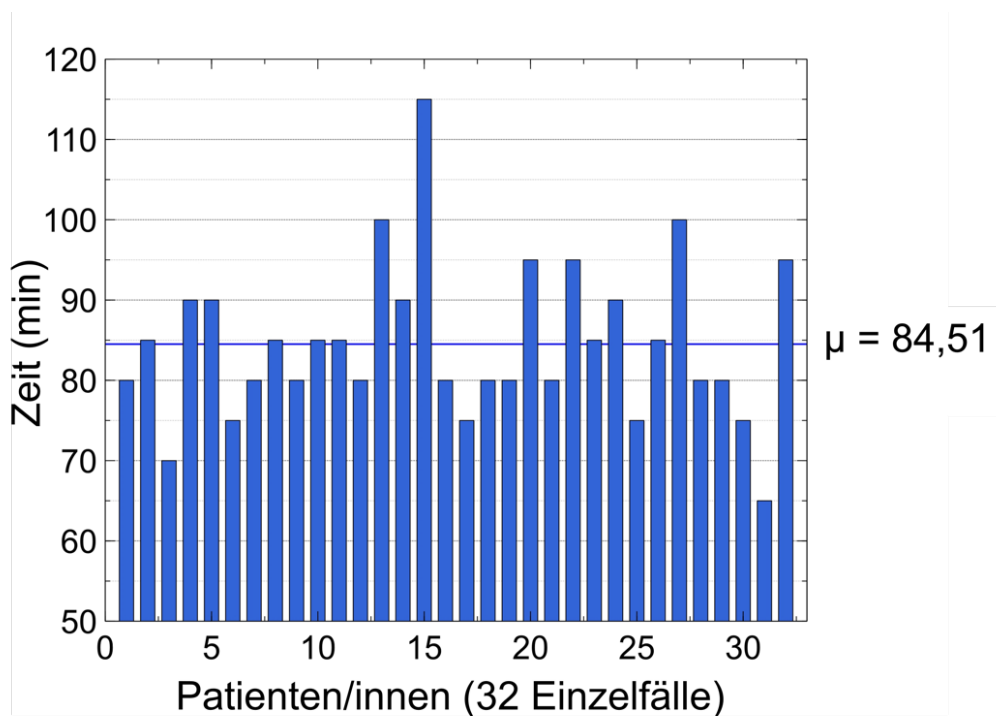
Es wurde ausschließlich in Rückenlage operiert. Standardmäßig wurde ein modifizierter Zugang nach Hardinge gewählt. Vor Verschluss der Wunde wurde mit der Röntgendurchleuchtung die Stellung der Prothesenkomponenten überprüft. Die Operationsdauer wurde mit den Symbolen der Schnitt-Nahtzeit im Narkoseprotokoll dokumentiert.

Die Operationsdauer bei alleinigem Austausch des Inlays betrug 64,24 Minuten und lag somit etwa 12 Minuten unterhalb der Operationsdauer der Primäroperation (Abb. 37). Da das Einzementieren eines Inlays das Knochenlager nicht berührte und es sich somit um einen reinen Weichteileingriff handelte, traten vorwiegend Zeitverzögerungen bei der ausgedehnten Präparation des hinteren Pfannenrandes auf, dessen gesamte Zirkumferenz für das zementierte Einpassen eines Inlays einsehbar sein musste. Die Zementierung verlängerte ebenso die Operationszeit, da eine vollständige Abhärtung des Knochenzements mit kontinuierlichem Druck auf das Inlay abgewartet werden musste.



**Abb. 37:** Operationsdauer bei alleinigem Wechsel des Inlays in der double socket-Technik ( $\mu = 64,24$  Minuten)

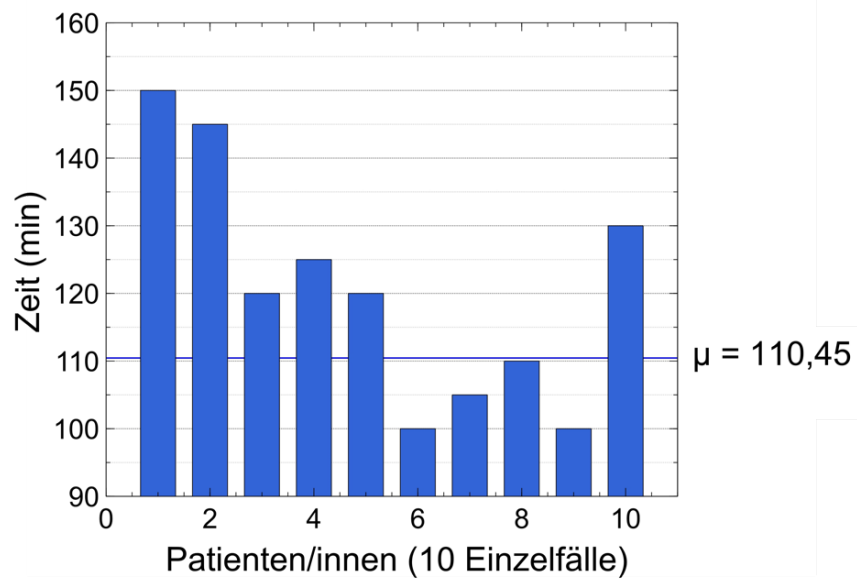
Wurde ein sofortiger kompletter Pfannenwechsel durchgeführt, so stieg die Operationsdauer im Vergleich zur Primäroperation um knapp 9 Minuten an (Abb. 38). Die Operationszeit für eine Schaftpräparation mit Einbringen eines zementfreien Hüftschafte entfiel, die Entfernung der zementfreien Hüftpfanne mit Neupositionierung eines Implantats hingegen war aufwendig.



**Abb. 38:** Operationsdauer bei sofortigem Wechsel der HG-II-Pfanne auf Revisionspfanne ( $\mu = 84,51$  Minuten)

Die vollständige Entfernung des double socket-Konstrukts mit Implantation einer Revisionspfanne war mit einer durchschnittlichen OP-Dauer von 110,45 Minuten anspruchsvoll (Abb. 39). In allen Fällen war eine Knochenaufbauplastik erforderlich. Hüftköpfe aus der Knochenbank wurden frühzeitig aufgetaut und simultan durch einen Zweitoperateur passgerecht zur Implantation vorbereitet. Die Weichteile waren durch zwei Voroperationen bereits geschädigt. Bei der fehlenden Weichteilspannung musste bei der neuen Positionierung der Pfanne die Luxationsstabilität mit Probepfannen und Inlays hergestellt werden. Die Operationsdauer von durchschnittlich 110,45 Minuten spiegelt die komplexen intraoperativen Verhältnisse wider.

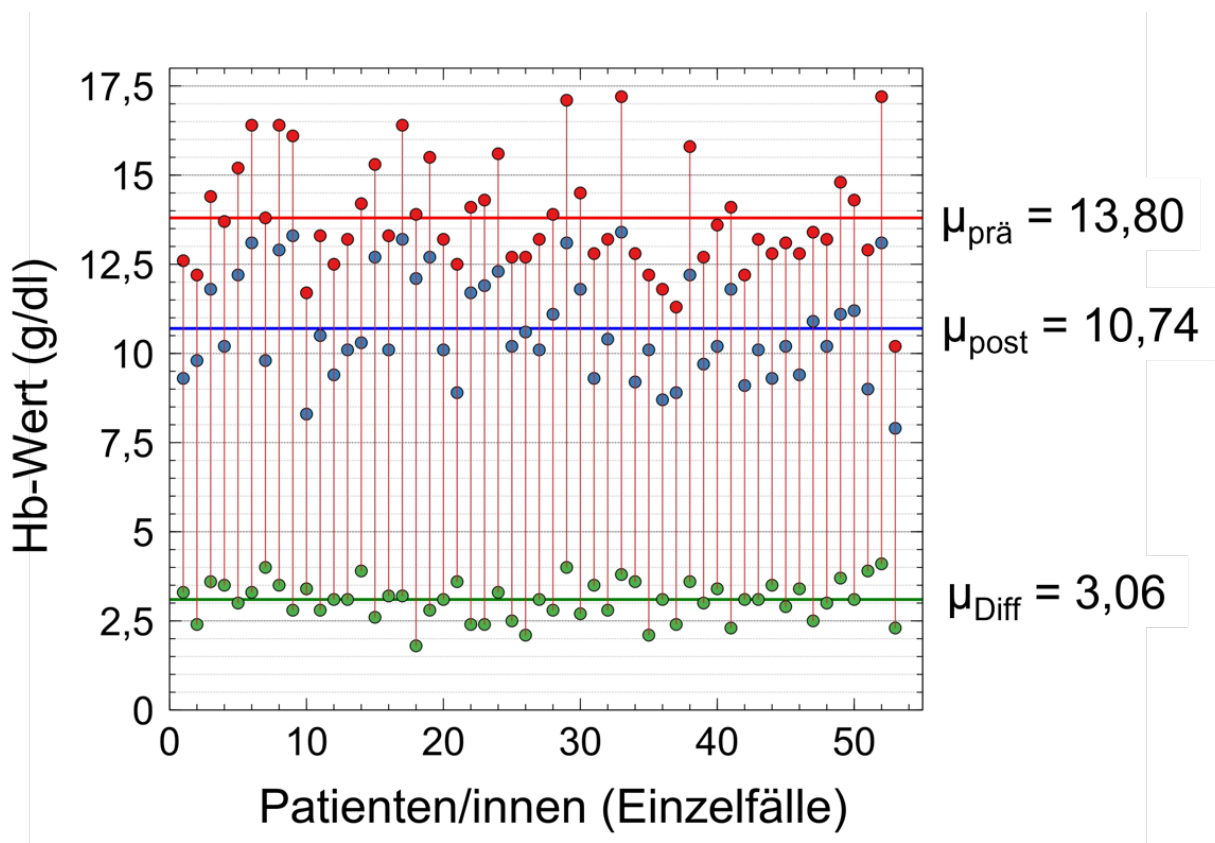




**Abb. 39:** Operationsdauer beim Wechsel eines double socket-Konstrukts auf eine Revisionspfanne ( $\mu = 110,45$  Minuten)

### 3.6 Der Blutverlust nach dem Primäreingriff und den Folgeeingriffen

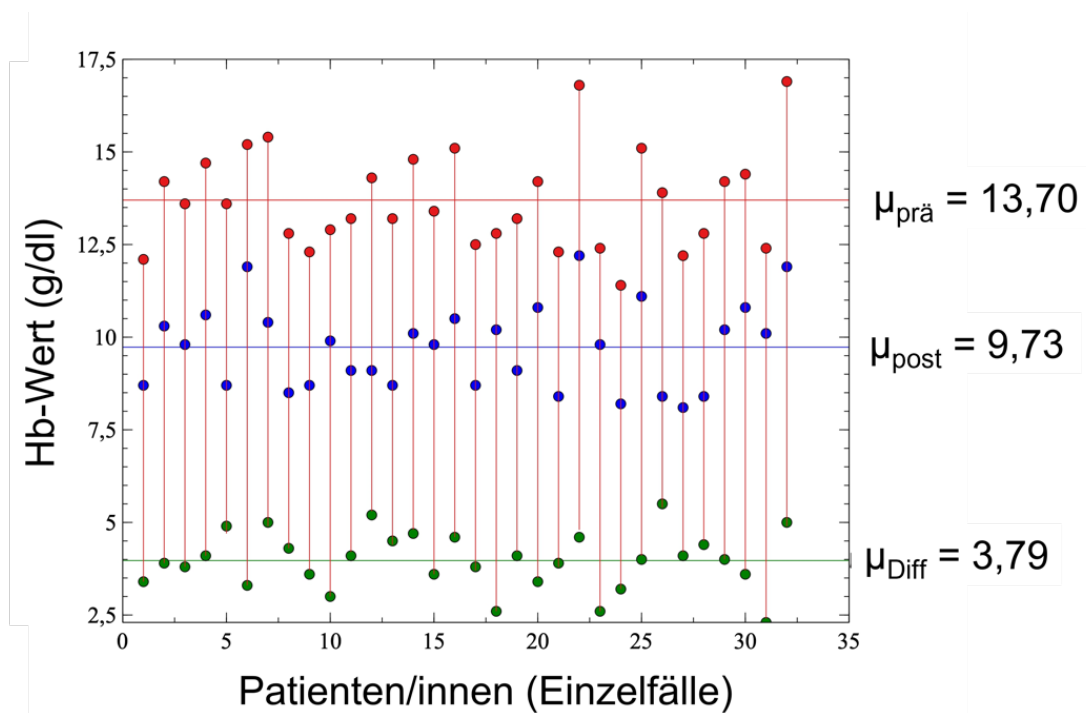
Als vergleichbarer Parameter des Blutverlusts für sämtliche Operationen wurde die Differenz des jeweils prä- und postoperativen Hämoglobinwerts bestimmt. Wenn auch die alleinige Bestimmung der Differenz des prä- und postoperativen Hb-Werts den realen Blutverlust nur indirekt wiedergibt, so kann er jedoch bei gleicher Anwendung der Meßmethode bei den Folgeeingriffen vor jeglicher Blutgabe zum Vergleich herangezogen werden. Der Hb-Wert fiel bei der Primäroperation von durchschnittlich 13,80 g/dl auf 10,74 g/dl ab (Abb. 40).



**Abb. 40:** Hb-Abfall bei Erstoperation (53 Fälle)

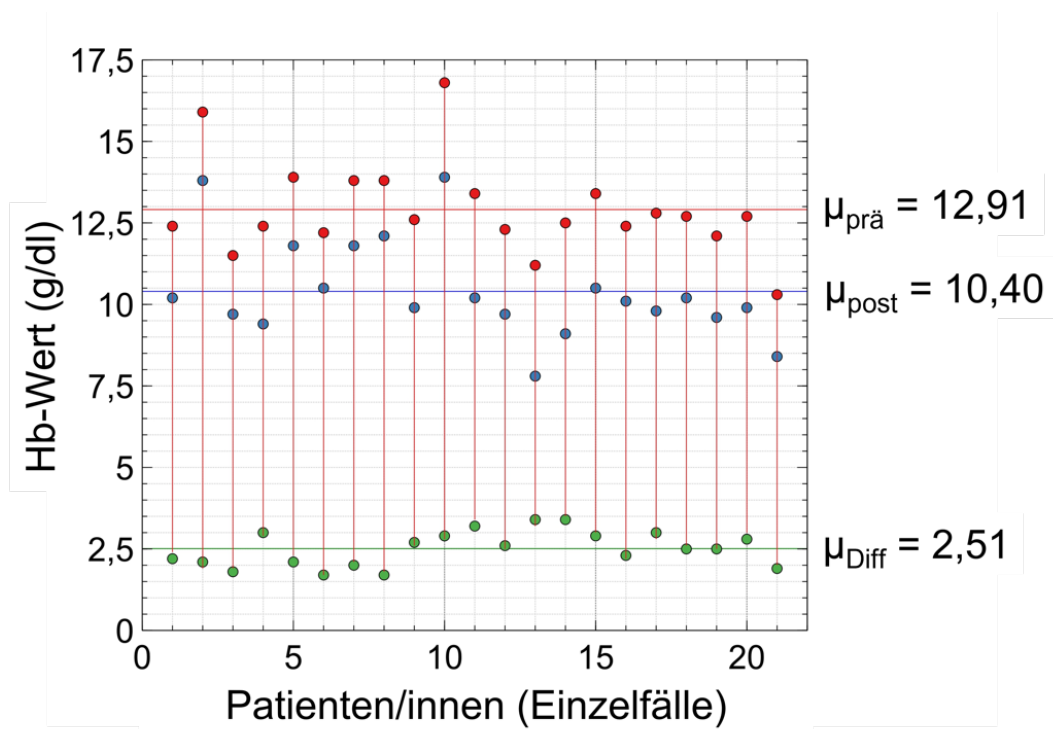
Der Blutverlust, gemessen am Hb-Abfall, stellt sich als Differenz zwischen prä- und postoperativem Hb-Wert dar. Die Differenz betrug bei der Primäroperation durchschnittlich 3,06 g/dl.

Erfolgte im Rahmen der zweiten Operation (= erste Revision) der sofortige komplette Pfannenwechsel auf eine Revisionspfanne, so fiel der präoperative Hb-Wert nach der Operation um durchschnittlich 3,79 g/dl ab (Abb. 41). Der Verlust lag daher etwas höher als der Blutverlust anlässlich der Primäroperation.



**Abb. 41:** Hb-Abfall nach komplettem Pfannenwechsel bei der ersten Revision (32 Fälle)

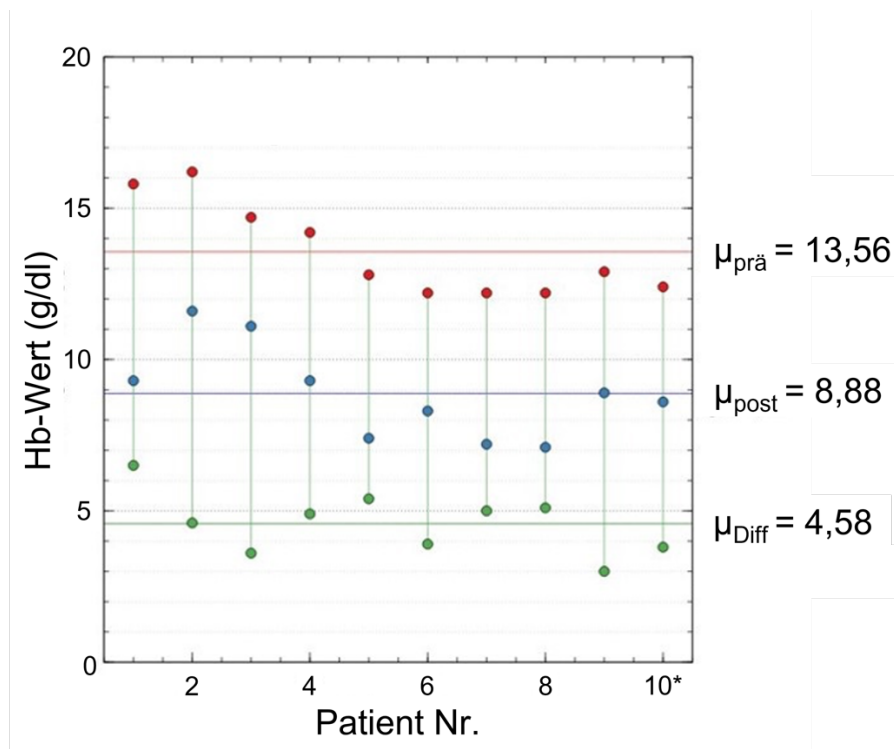
Auffällig bei der Revision mit alleinigem Wechsel des Inlays war der vergleichsweise geringe Blutverlust. Der durchschnittliche Hb-Abfall betrug 2,51 g/dl und lag damit unter den Werten der Erstoperation und der ersten Revision mit komplettem Pfannenwechsel (Abb. 42). Da es sich bei der double socket-Technik um einen reinen Weichteileingriff handelte und offene, schwer stillbare Blutungen aus einem Knochenbett nicht vorkamen, waren die Gewebsblutungen rasch zu stillen. Lediglich das Einbringen des Zements bis zu seiner Aushärtung, die in situ abzuwarten war, verlängerte die Operationszeit, ging aber nicht einher mit einem weiteren Blutverlust.



**Abb. 42:** Hb-Abfall nach double socket-Technik (21 Fälle)  
Die Differenz von prä- und postoperativem Hb betrug 2,51 g/dl.

Erwartungsgemäß war bei der kompletten Entfernung eines double socket-Konstrukts auf eine Revisionspfanne mit einem höheren Blutverlust zu rechnen. In allen Fällen war eine homologe Knochenaugmentation vorgesehen und wurde auch durchgeführt. Auffälligerweise aber war das Patientenkollektiv vor der Austauschoperation (3 Männer, 7 Frauen) nicht belastet durch eine Altersanämie, die gemäß der WHO-Definition bei Männern einen Hb-Wert von unter 13 g/dl und bei Frauen einen Hb-Wert von unter 12 g/dl voraussetzt (Kulier und Gombotz, 2001).

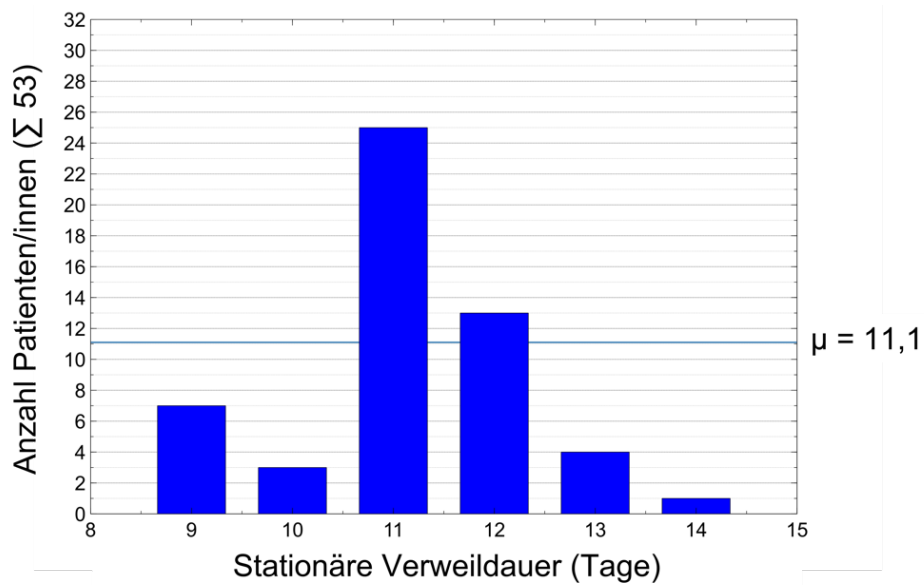
Bei einem durchschnittlichen präoperativen Ausgangswert von 13,56 g/dl lag der Hb-Abfall jedoch bei durchschnittlich 4,58 g/dl (Abb. 43). Er machte in 6 Fällen eine Bluttransfusion erforderlich. Der Einfluss der inflammatorischen Mediatoren als peri- und postoperative Störfaktoren der Erythropoese kamen im weiteren Verlauf bei dem hochbetagten Klientel als zusätzliche Belastung hinzu (Rogiers et al., 1997).



**Abb. 43:** Hb-Abfall nach kompletter Entfernung des double socket-Konstrukts mit Knochenaufbauplastik und Implantation einer Tantal-TM™-Revisionspfanne  
 Rot: Hb präoperativ, blau: Hb postoperativ, grün: Hb-Differenz.  
 \* Patient Fallnummer 10: simultaner Pfannen- und Schaftwechsel.

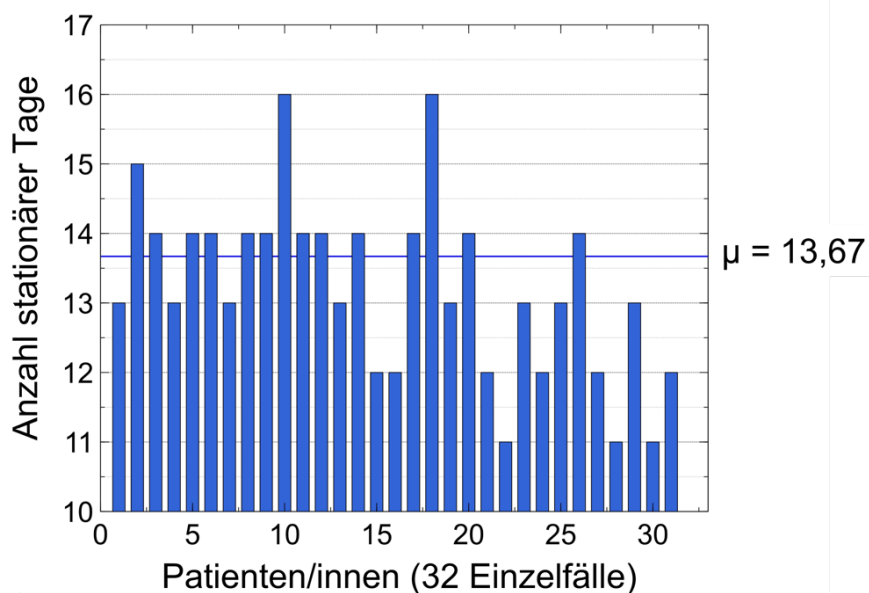
### 3.7 Die stationäre Verweildauer bei den Primär- und Sekundäreingriffen an der Hüfte

Die stationäre Verweildauer nach Implantation einer zementfreien Prothese betrug im Durchschnitt 11,1 Tage (Abb. 44). Ein einziger 14-tägiger Verlauf war auf eine oberflächliche Wundheilungsstörung zurückzuführen, die eine Verlegung in die weitere stationäre Rehabilitation verzögerte. Alle Patienten/-innen wurden zur stationären Rehabilitation verlegt. In damaliger Unkenntnis der osteologischen knöchernen Anbindung der zementfreien Schaft- und Pfannenkomponenten erfolgte nur eine Teilbelastung bis zur Vollbelastung nach Abschluss der 6. Woche.



**Abb. 44:** Stationäre Verweildauer nach Primäroperation  
Der Mittelwert betrug 11,1 Tage.

Die Verweildauer nach einem sofortigen Wechsel der HG-II-Pfanne auf eine Revisionspfanne lag mit durchschnittlich 13,67 Tagen etwa 2,5 Tage über der Verweildauer nach Erstimplantation (Abb. 45).

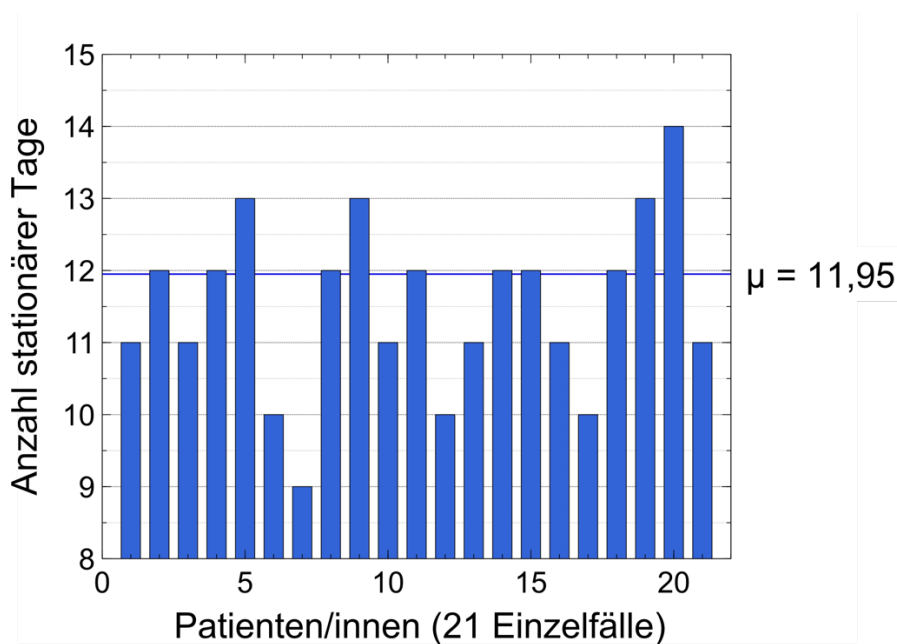


**Abb. 45:** Stationäre Verweildauer nach sofortigem Wechsel der HG-II-Pfanne auf eine Revisionspfanne  
Die stationäre Verweildauer betrug durchschnittlich 13,67 Tage.

Ein intraoperativ unsicherer Stabilitätsbefund der Pfanne, eine ungünstige Pfannenposition und ein weit fortgeschrittener Schaden nach Paprosky waren die Hauptgründe für einen sofortigen Wechsel der kompletten Pfanne. Die Pfannenaufbauplastik in allen Stadien II c, III a und III b nach Paprosky, einhergehend mit ausgedehnter Synovektomie sowie die präoperativ schmerzbedingte, längere Schonung der Hüftmuskulatur mit zwangsläufigem Muskelabbau, führten zu einer verlangsamten Rehabilitation mit Verlängerung des stationären Aufenthalts um über 2 Tage. Bei den Patienten/-innen mit der Fallnummer 10 und 17 lagen oberflächliche Wundheilungsstörungen vor. Nur bei einer Rheumatikerin (Fallnr. 32) war eine stationäre Verlegung am 9. postoperativen Tag möglich.

Bis zum Jahresende 2002 wurde die Trilogy®-Pfanne als Revisionspfanne verwendet. Ab 2003 kam ausschließlich nur noch die zementfreie Gelenkpfannenprothese Trabecular Metal™ (Fa. Zimmer) zur Anwendung. Die elliptische Form der Pfanne führte im sphärisch gefrästen Azetabulum zum Pressfit. Vom Pfannenpol nahm das Übermaß kontinuierlich zu und erreichte am Äquator sein Maximum von 2 mm. Da diese Formgebung den Knochenkontakt vergrößerte und somit die Primärstabilität erhöhte, war die sofortige Vollbelastung auf Stationsebene möglich.

Die stationäre Verweildauer nach alleinigem Wechsel des Inlays mit Einzementieren des PE-Inlays (CCB-Flachprofilpfanne, Fa. Mathys) betrug im Durchschnitt knapp 12 Tage (11,95 Tage) und lag damit um knapp einen Tag höher als die 11-tägige stationäre Verweildauer nach der Primärimplantation (11,1 Tage) (Abb. 46).



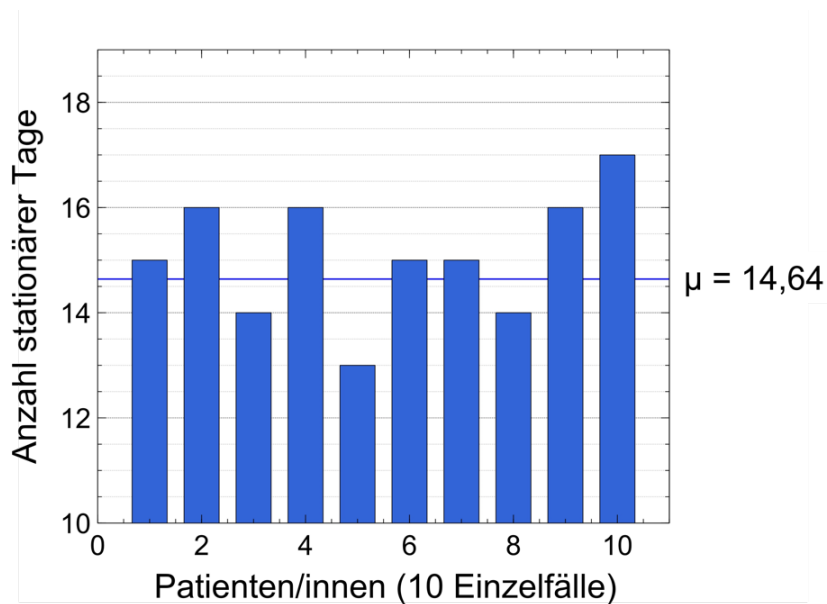
**Abb. 46:** Stationäre Verweildauer nach alleinigem Inlay-Wechsel in der double socket-Technik  
 Durchschnittlich lag die stationäre Verweildauer bei 11,95 Tagen.

Obwohl Hüftschaft und Pfanne nicht entfernt wurden, es sich also um einen reinen Weichteileingriff handelte, wurde in allen Fällen eine kräftige Neokapsel mit begleitendem Bindegewebe entfernt. Die für die exakte Zementierung des Inlays erforderliche Freilegung des Pfannenrandes erforderte ein ausgedehntes Debridement. Im OP-Bericht wurde wegen des dann recht lockeren Weichteilmantels mit eventueller Luxationstendenz durchweg auf eine behutsame physiotherapeutische Nachbehandlung hingewiesen, insbesondere auf die anfängliche Restriktion der Bewegungsausmaße zur Luxationsprophylaxe.

Die Wechseloperation mit Entfernung des double socket-Konstrukts und Implantation einer Revisionspfanne traf auf ein Patientenkollektiv mit einem Durchschnittsalter von knapp 75 Jahren, darunter 3 Patientinnen mit über 80 Jahren. Es handelte sich um den insgesamt dritten Eingriff in der Hüftregion mit einem hohen operativen Aufwand, einhergehend mit einer langen OP-Zeit, einem hohen Blutverlust und einer in allen Fällen erforderlichen Knochenaugmentation.

Die durchschnittliche stationäre Verweildauer bis zu einer medizinisch vertretbaren Verlegung zur stationären Rehabilitation betrug 14,64 Tage (Abb. 47).





**Abb. 47:** Stationäre Verweildauer nach Wechsel des double socket-Konstrukts auf eine Revisionspfanne  
Sie lag im Durchschnitt bei 14,64 Tagen.

Sie lag somit 4,5 Tage über der Verweildauer nach der Erstoperation, 3,5 Tage über der Verweildauer nach der double socket-Versorgung mit alleinigem Wechsel des Inlays und knapp einen Tag über der Verweildauer nach sofortigem kompletten Pfannenwechsel. Neben einer deutlich erschwerten Anfangsmobilisierung („auf die Beine kommen“) war durch den langen Krankheitsverlauf auch das Zugangsgebiet dreifach geschädigt worden. Eine Muskelminderung der Becken-Bein-Muskulatur war die Folge und erschwerte die stationäre Frühmobilisierung.

### 3.8 Die Ergebnisse der azetabulären Schadensklassifikation nach Paprosky

In 53 Fällen der Versorgung mit einer zementfreien Hüftpfanne mit dreidimensionaler Titannetzbeschichtung wurden bei der Revisionsoperation nachgewiesen:

25 Fälle Paprosky I (47,1 %)

8 Fälle Paprosky II a (15,1 %)

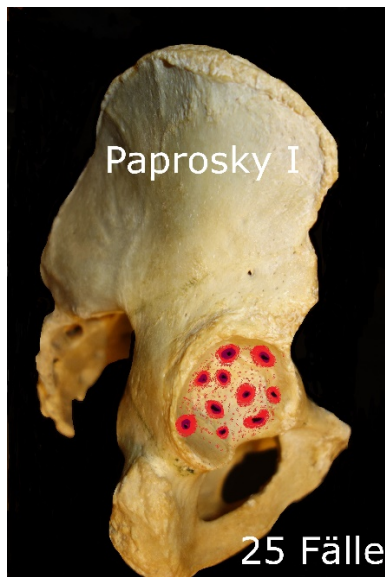
2 Fälle Paprosky II b (3,8 %)

13 Fälle Paprosky II c (24,8 %)

3 Fälle Paprosky III a (5,7 %)

2 Fälle Paprosky III b (3,8 %)

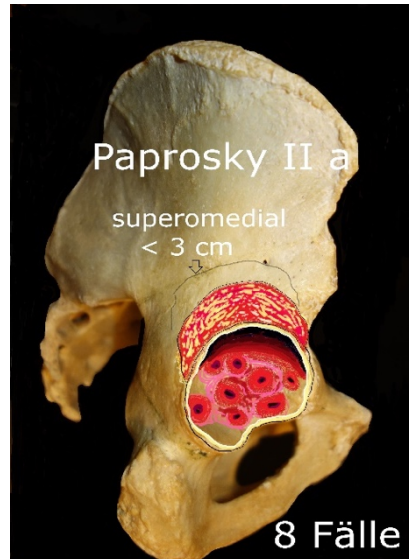
Der Typ I der Defektklassifikation nach Paprosky (Abb. 48) trat in 25 Fällen (47,1 %) auf und stellte damit den Hauptanteil der pathologischen azetabulären Veränderungen im vorliegenden Patientenkollekt dar. In der noch völlig belastungsstabilen Hüftpfanne fiel vorwiegend der im Kunststoffinlay exzentrisch positionierte Metall- oder Keramikkopf auf. Die knöchernen Veränderungen im azetabulären Knochenlager waren gering ausgeprägt. In einigen Fällen zeigten sich jedoch auch bereits Auswirkungen der Abriebpartikel aus der Gleitpaarung auf das Knochenbett des künstlichen Hüftschafts.



**Abb. 48:** Schadensklassifikation Paprosky I (47,1 %) am Azetabulum

Der Typ II a der Defektklassifikation nach Paprosky (Abb. 49) wurde in 8 Fällen (15,1 %) diagnostiziert. Er ging einher mit einer sich allmählich erweiternden azetabulären Öffnung. Der dorsale und ventrale Stützpfiler waren noch unbeschädigt. Die Ausdehnung der nach superomedial gelegenen Osteolysen mit einer entsprechend der neueren Paprosky-Klassifikation (Sheth et al., 2013) knöchernen Defektausweitung von unter 3 cm führte bei der künstlichen Hüftpfanne mit einer Kontinuumbeschichtung eines dreidimensionalen Titandrahtnetzes nicht zu einer nach cranial gerichteten Pfannenmigration, wie sie

entsprechend der Paprosky-Definition für die vollzementierte künstliche Hüftpfanne gefordert wird (Paprosky et al., 1994).



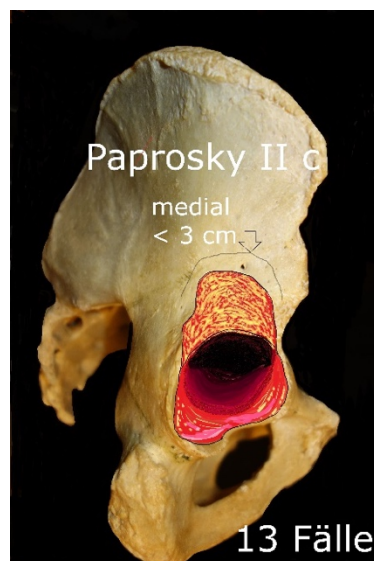
**Abb. 49:** Schadensklassifikation Paprosky II a (15,1 %) am Azetabulum

Der Typ II b der Schadensklassifikation nach Paprosky (Abb. 50) trat nur in 2 Fällen auf. Der knöchernerne Defekt lag superolateral und blieb in seiner Ausdehnung unter 3 cm. Die verlorengegangene hemisphärische Abstützung bei noch intaktem ventralen und dorsalen Stützpfiler würde bei einer zementierten Hüftpfanne zur superolateralen Migration von 2-3 cm führen und damit die Kriterien der Paprosky-Schadensklassifikation erfüllen. Im Falle der zementfreien Pfanne blieben beide Implantate jedoch lagestabil.



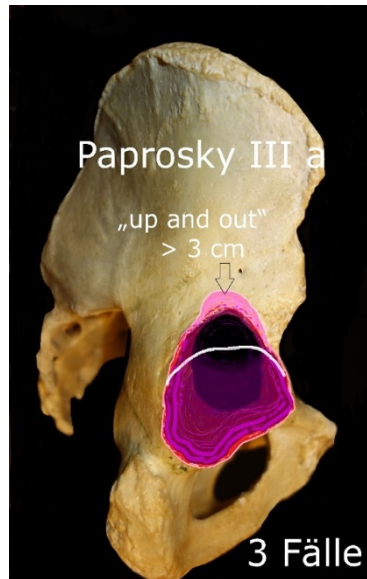
**Abb. 50:** Schadensklassifikation Paprosky II b (3,8 %) am Azetabulum

Der Typ II c der Paprosky-Defektklassifikation (Abb. 51) trat in 13 Fällen (24,8 %) auf. Die zentrale hemisphärische Abstützung war bei noch vorhandener ventraler und dorsaler Säule weitgehend verloren gegangen. Sämtliche zementfreien Hüftpfannen zeigten eine deutliche, nach medial-zentral gerichtete Wanderung zur Beckeninnenseite. Somit erfüllten sie mit ihrer Pfannenmigration definitionsgemäß die Anforderungen der neueren Paprosky-Klassifikation des Defektes II c. Die periazetabulären Osteolysen nahmen ein erhebliches Ausmaß an, eine Migrationsstrecke von 3 cm wurde nicht überschritten.



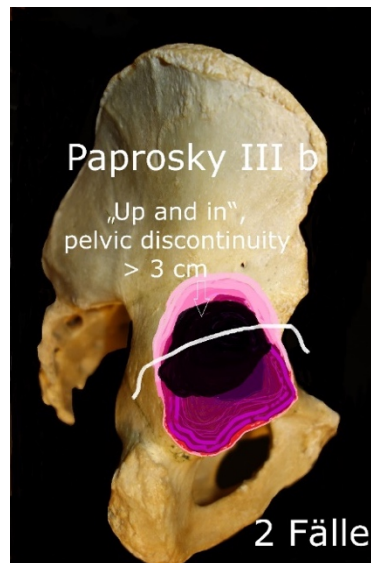
**Abb. 51:** Schadensklassifikation Paprosky II c (24,8 %) am Azetabulum

Der Paprosky Typ III a (Abb. 52) in 3 Fällen (5,7 %) ging einher mit einem ausgeprägten Defekt von Pfannenrand und dem ventralen und dorsalen Stützpfiler mit ausgeprägten Osteolysen. In allen Fällen war die Köhler-Linie noch erhalten. Der seitliche Azetabulumrand hingegen war osteolytisch zerstört und somit mechanisch nicht mehr belastbar. Die Migrationstrecke der Pfannen („up and out“) lag jeweils über 3 cm.



**Abb. 52:** Schadensklassifikation Paprosky III a (5,7 %) am Azetabulum

Der Paprosky Typ III b (Abb. 53) mit völliger periazetabulärer Auflösung aller mechanisch belastbaren Stützelemente trat in 2 Fällen (3,8 %) auf. Die Köhler-Linie war nicht mehr intakt. Die Migrationsstrecke der beiden zementfreien Pfannen („up and in“) lag über 3 cm. Das Computertomogramm zur präoperativen Planung der Revisionsoperation wies in beiden Fällen eine Beckendiskontinuität nach, die jeweils mit peritrochantären Osteolysen einherging.

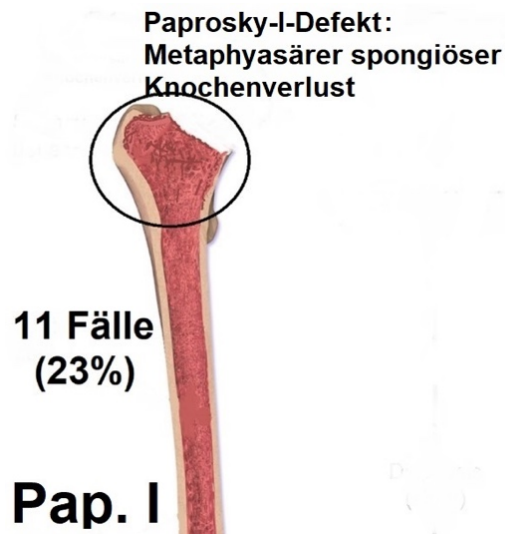


**Abb. 53:** Schadensklassifikation Paprosky III b (3,8 %) am Azetabulum

### 3.9 Die Inzidenz, Lokalisation und Ausdehnung von abriebinduzierten osteologischen Reaktionen am Femur

Abriebpartikel, die sich in der Gelenkflüssigkeit verteilen und den Femur erreichen, führen am interface von zementfreiem Schaft und Knochen, ähnlich wie in der periazetabulären Region, zu osteolytischen Defekten. Diese können je nach Ausdehnung und Größe zur Instabilität des Schaftimplantats führen. Bei dem untersuchten Klientel war in 97 % der Fälle standardmäßig die gleiche Kombination eines Schaft- und Pfannentyps eingesetzt worden. Diese feste Kombination zementfreier Implantate und Gleitpaarungen ließ bei allen Implantaten eine ähnliche Abfolge osteolytischer Prozesse erwarten. Der dreidimensionalen Titannetzbeschichtung mit guten Langzeitergebnissen stand eine spongiös gestaltete Schaftoberfläche mit guten 20-Jahresergebnissen gegenüber. Die femoralen Begleitosteolysen trafen daher auf eine sehr abriebresistente Schaftoberfläche, die zunächst ausgedehnte Osteolysen zuließ, bevor es zur Instabilität kam. Die Klassifikation der proximalen Femurdefekte erfolgte nach der Stadieneinteilung I-IV von Paprosky (Abb. 54 bis Abb. 57). Das Stadium IV trat im eigenen Krankengut nicht auf.

Der Paprosky-I-Defekt war gekennzeichnet durch einen minimalen metaphysären spongiösen Knochenverlust bei intakter Diaphyse. Er trat in 11 Fällen (23 %) auf.



**Abb. 54:** Paprosky I am Femur

Der Paprosky-II-Defekt trat in 14 Fällen (26,5 %) auf. Hier bestand bereits ein größerer spongiöser Knochenverlust, der sich auf die gesamte Metaphyse bis auf das Niveau des Trochanter minor erstreckte.

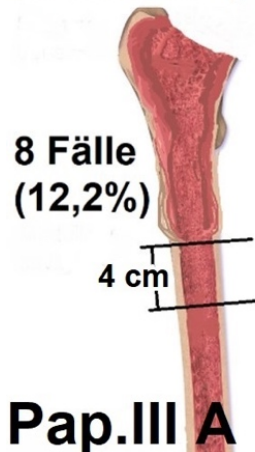


**Abb. 55:** Paprosky II am Femur

Der Paprosky-III A-Defekt wies in 8 Fällen (12,2 %) bereits ein ausgedehntes Knochendefizit des proximalen Femurs auf. Der metaphysäre Knochen konnte die

Schaftprothese nicht mehr stützen. Der Schaft fand seinen Halt nur noch in einem distalen Bereich von etwa 4 cm Länge.

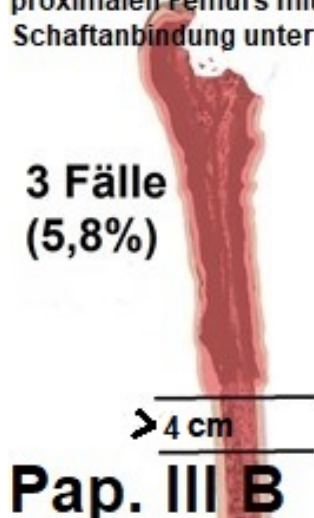
**Paprosky III A-Defekt: Knochendefizit  
des proximalen Femurs mit distaler  
Schaftanbindung von 4 cm**



**Abb. 56:** Paprosky III A am Femur

Der Paprosky-III B-Defekt zeigte in 3 Fällen (5,8 %) eine ausgedehnte Osteolyse des proximalen Femurs mit Rarefizierung der Kompakta. Der für eine Stabilisierung des Schafts noch verfügbare diaphysäre Knochen war weniger als 4 cm lang.

**Paprosky III B-Defekt: Osteolyse des  
proximalen Femurs mit distaler  
Schaftanbindung unter 4 cm**



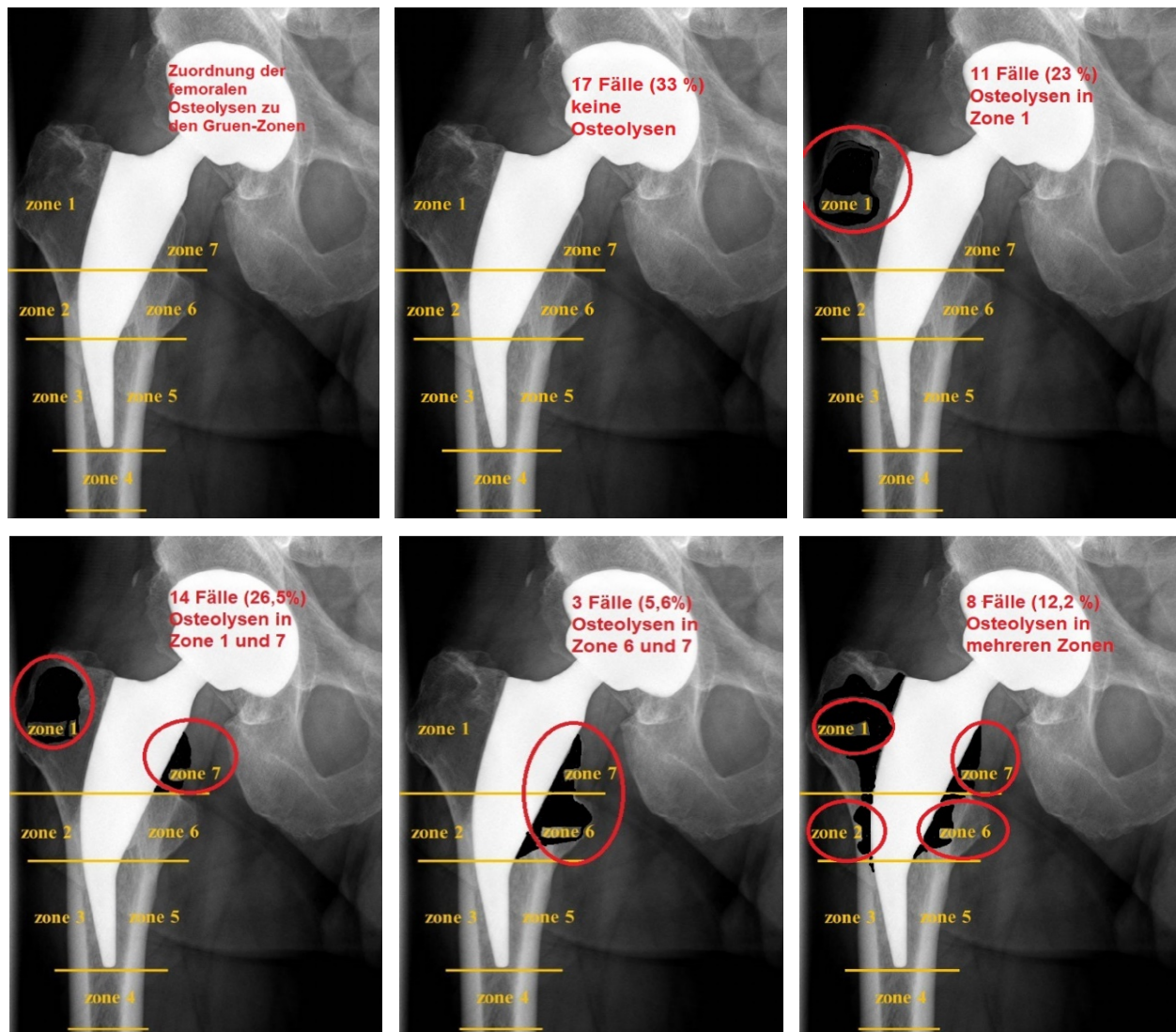
**Abb. 57:** Paprosky III B am Femur



Das Stadium Paprosky IV trat im eigenen Klientel nicht auf (0 %). Das für dieses Stadium typische Schadensmuster war definitionsgemäß gekennzeichnet durch eine Erweiterung der Diaphyse bis über die Schaftspitze. Die zementfreie Fixierung des Schafts war nicht mehr sicher gewährleistet. Die Patienten/-innen des eigenen Klientels waren noch vor Erreichen dieses symptomatischen Stadiums der operativen Therapie zugeführt worden.

Die Stadieneinteilung der femoralen Schaftosteolysen nach Paprosky hatte das vorrangige Ziel, die allgemein verbindliche Einteilung mit einer operativen Strategieempfehlung zu verbinden.

Die Darstellung von singulären Osteolysen, die den Gruen-Zonen zuzuordnen waren, konnten hingegen Befallsmuster oder Prädilektionsstellen der Osteolysen offenlegen (Abb. 58).



**Abb. 58:** Gruen-Zonen

Schematische Zuordnung der femoralen Begleitosteolysen entsprechend der Einteilung der Zonen nach Gruen.

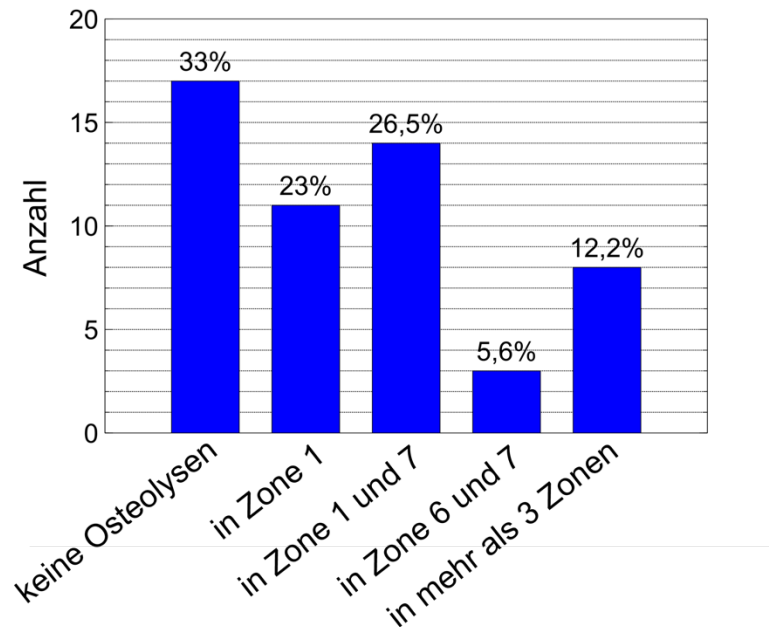
In 17 Fällen (33 %) traten keine Osteolysen auf.

In 11 Fällen (23 %) traten isolierte und teils ausgedehnte Osteolysen in der Gruen-Zone 1, der Trochanterregion entsprechend, auf.

In 14 Fällen (26,5 %) traten kombinierte Osteolysen in den Gruen-Zonen 1 und 7 auf. Nur in 3 Fällen (5,6 %) traten Osteolysen in der Gruen-Zone 6 und 7, und damit in der Region des kleinen Rollhügels, auf.

In 8 Fällen (12,2 %) traten die Osteolysen in mehreren Gruenzonen auf.

Die Gruen-Zone 1 war somit in hohem Maße betroffen. Mit einer Gesamtbeteiligung des großen Rollhügels von 67,3 % stellte die Gruen-Zone 1 einen Prädilektionsort für die Ausbreitung von osteolytischen Defekten dar (Abb. 59).



**Abb. 59:** Anzahl der abriebinduzierten Osteolysen in den femoralen Zonen nach Gruen

Dieser Befund weist darauf hin, dass abriebbedingte femorale Begleitosteolysen eine große biomechanische Relevanz haben. Die bevorzugte Region einer Knochenschädigung im Trochantergebiet gefährdet bei der Späterkennung die Abduktoren mit den möglichen Folgen einer Abduktoreninsuffizienz und Instabilität.

### 3.10 Die Versagerfälle nach operativer Versorgung mit der double socket-Technik DST

Die in 10 Fällen erforderliche Zweitrevision mit komplettem Ausbau des double socket-Konstrukts hatte unterschiedliche Gründe (Tab. 1).

**Tab. 1:** Schadensfallanalyse nach operativer Versorgung in der double socket-Technik DST und Zweitrevision mit Wechsel auf eine zementfreie Pfanne

| Fallnr. | Paprosky bei DST | Paprosky bei Zweitrevision | Knochen-augmentation | Grund der Zweitrevision          |
|---------|------------------|----------------------------|----------------------|----------------------------------|
| 7       | Pap II a         | Pap II c                   | homolog              | Abrieb mit aseptischer Lockerung |
| 16      | Pap II a         | Pap III b                  | homolog              | Pfannenbruch, Zementversagen     |
| 27      | Pap I            | Pap I                      | keine                | PE-Abrieb und rez. Spätluxation  |
| 28      | Pap I            | Pap I                      | keine                | Rez. Spätluxation                |
| 30      | Pap I            | Pap II b                   | homolog              | Abrieb mit aseptischer Lockerung |
| 35      | Pap I            | Pap II c                   | homolog              | Aseptische Lockerung             |
| 37      | Pap I            | Pap II c                   | homolog              | Aseptische Lockerung             |
| 38      | Pap I            | Pap II c                   | autolog              | Aseptische Lockerung             |
| 43      | Pap I            | Pap I                      | homolog              | Aseptische Lockerung             |
| 49      | Pap I            | Pap I                      | keine                | Aseptische Schafflockerung       |

Hauptgrund des Implantataustauschs war in 5 Fällen die aseptische Lockerung der Kernschale mit dem Nachweis einer im Zeitintervall von Erst- und Zweitrevision eingetretenen Zunahme des periazetabulären Knochenschadens (Fallnr. 7, 30, 35, 37, 38).

In einem einzigen Fall kam es zu einem Versagen der Zementanhaftung an der Kernschale (Fallnr. 16). Der Grund für die Ablösung des Zementmantels war in diesem Fall der Bruch der Metallschale, der bei der ehemaligen double socket-Versorgung entweder noch nicht vorlag oder intraoperativ nicht erkannt worden war.

In zwei Fällen von kleinen Pfannen kam es zu rezidivierenden Spätluxationen, die konservativ nicht zu beherrschen waren (Fallnr. 27, 28). In beiden Fällen waren kleine 28 mm-Köpfe verwendet worden. In einem dieser Fälle war die biomechanisch ungünstige Kombination eines kleinen Kopfes mit einem langen Kragen bei einem Konus 14/16 verwendet worden. Im zweiten Fall hatte der 28 mm-Kopf die obere Zirkumferenz der mit

Überstand einzementierten PE-Pfanne zerstört und sich einen craniolateralen Luxationsweg geschaffen.

### 3.10.1 Die radiologische Fallanalyse der Versagerfälle

Fallnummer 7:

1993 HG-II-Implantation, 2003 bei Paprosky II a laterale Spongiosaplastik und Versorgung mit der double socket-Technik mit CCB-PE-Pfanne (DST).

2013 kompletter Wechsel auf Tantalpfanne wegen erneutem PE-Verschleiß mit nochmaliger, homologer Spongiosaplastik. Femorale Begleitosteolysen in den Gruen-Zonen 1 und 7. Bei der Risikokonstellation einer Adipositas mit 125 kg und 28 mm Kopf mit langem Kragen und Konus 14/16 ist der Verlauf bisher unauffällig.



**Abb. 60:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 7

Fallnummer 16:

17 Jahre nach Implantation einer HG-II-Pfanne erfolgte 2008 bei Vorliegen eines Inlayverschleißes mit einer Metallkopfperforation in die Kernschale die Versorgung mit der double socket-Technik bei Paprosky II a. 5 Jahre nach DST trat die Lockerung des Gesamtkonstrukts im Jahr 2013 ein. Es lag ein Bruch der Metallschale bei Paprosky III b vor. Die Versorgung erfolgte mit einer Cranialpfanne mit Os ileum-Zapfen mit Knochenaugmentation. Der weitere Verlauf war unauffällig.



**Abb. 61:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 16

Fallnummer 27:

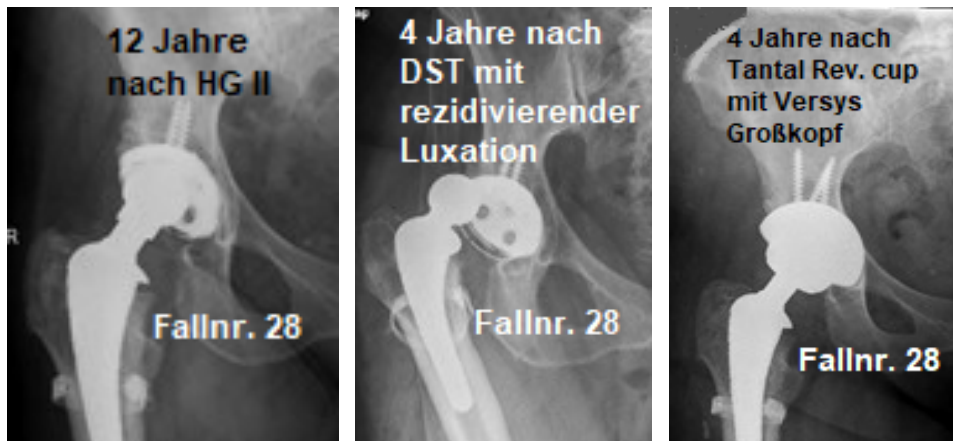
1996 erfolgte HG-II-Implantation. 2007 wurde die Versorgung mit der double socket-Technik bei Paprosky I wegen Inlayverschleiß durchgeführt. 2015 erfolgte die Revision mit Implantation einer Tantal-Revisionspfanne mit Antiluxationsinlay bei Paprosky I und rezidivierender Luxation ohne Knochenaugmentation bei einem Konus 14/16 und einem 28 mm Keramikkopf. Der Grund des Wechsels waren Inlayverschleiß und Luxation. Bisher unauffälliger Verlauf.



**Abb. 62:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 27

Fallnummer 28:

1996 erfolgte die HG-II-Implantation. 2008 double-socket-Technik DST bei Paprosky I mit 42/28 CCB-Pfanne, Konus 12 /14. 2012 wurde der komplette Pfannenwechsel auf Tantalrevisionspfanne und Versys Großkopf 40 mm wegen rezidivierender Luxationen ohne Knochenaugmentation durchgeführt. Bisher unauffälliger Verlauf.



**Abb. 63:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 28

Fallnummer 30:

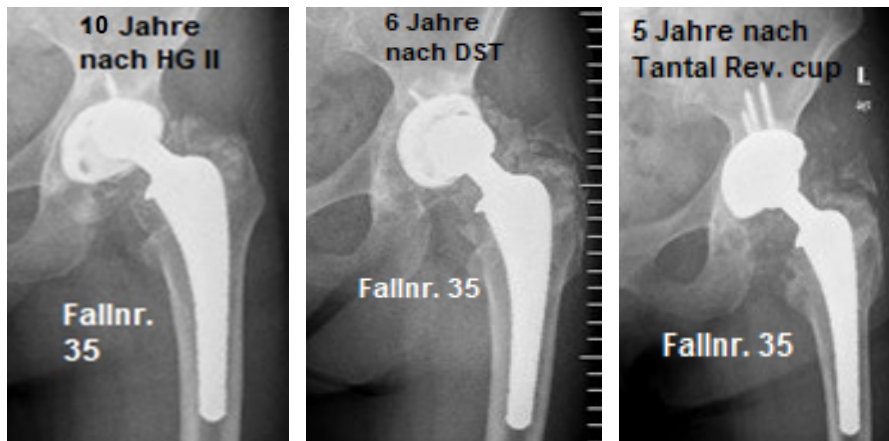
1987 erfolgte die Implantation einer HG-II-Pfanne. 2006 erfolgte die Versorgung mit der double-socket-Technik bei Paprosky I wegen konzentrischem Inlayverschleiß. 2014 Tantal bei Paprosky II b bei erneutem Inlay-Verschleiß, Kopf 32, Konus 14/16. Knochenbank.



**Abb. 64:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 30

Fallnummer 35:

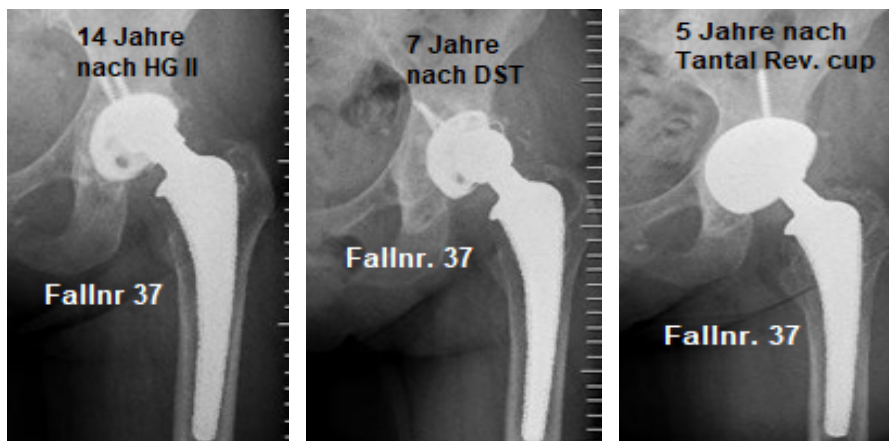
1997 HG-II-Implantation, 2007 operative Versorgung mit der double socket-Technik mit 42/32 Pfanne, Konus 12/14 bei Paprosky I. Aseptische Pfannenlockerung mit zunehmender Inklinationsfehlstellung. 2013 Pfannenwechsel auf Tantal-Hüftpfanne mit homologem Knochenaufbau mit bisher unauffälligem Verlauf.



**Abb. 65:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 35

Fallnummer 37:

1992 HG-II-Implantation links, 2006 operative Versorgung mit der double socket-Technik bei Paprosky I. 2013 aseptische Lockerung mit zunehmender Inklinations des Gesamtverbands von HG-II-Pfanne und einzementiertem Inlay. Implantation einer Tantal-Revisionspfanne bei Paprosky II c mit homologer Knochenaugmentation. Konus 14/16, Kopf 32.

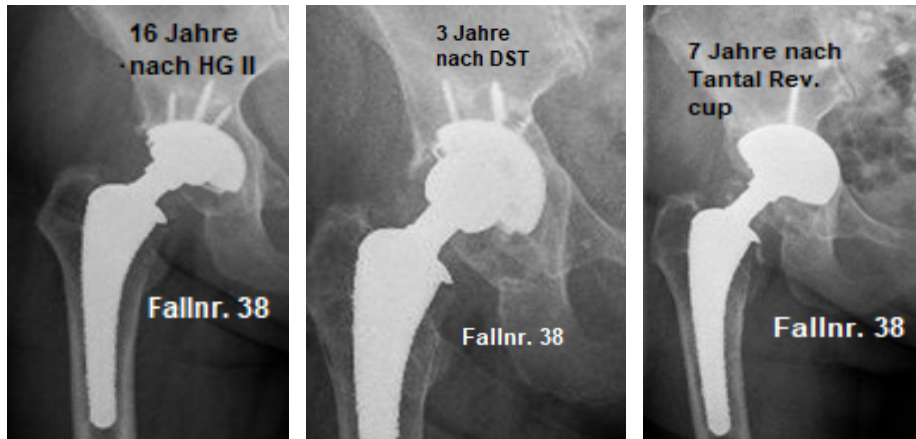


**Abb. 66:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 37



Fallnummer 38:

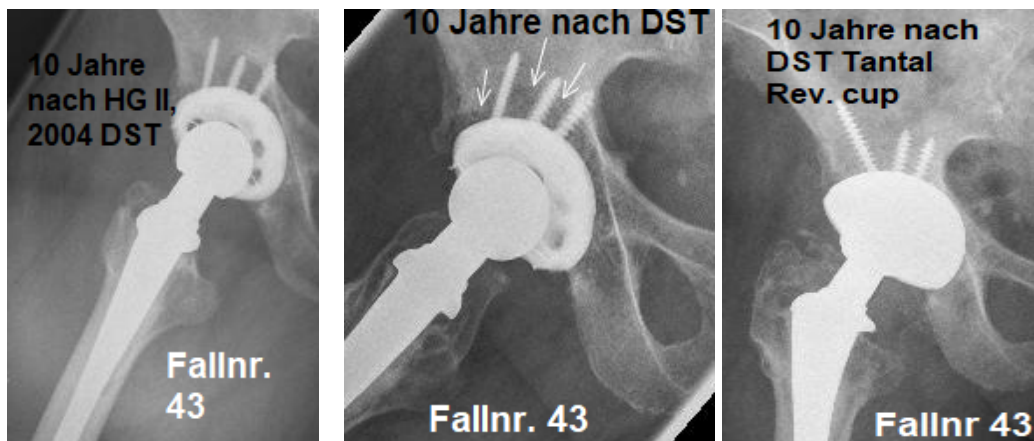
1992 erfolgte die Implantation einer HG-II-Pfanne rechts. 2008 Versorgung mit double socket-Technik rechts bei Paprosky I. Bereits 2011 kompletter Wechsel auf Tantal Revisionspfanne mit autologer Knochenaugmentation bei Paprosky II c mit bisher unauffälligem Verlauf.



**Abb. 67:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 38

Fallnummer 43:

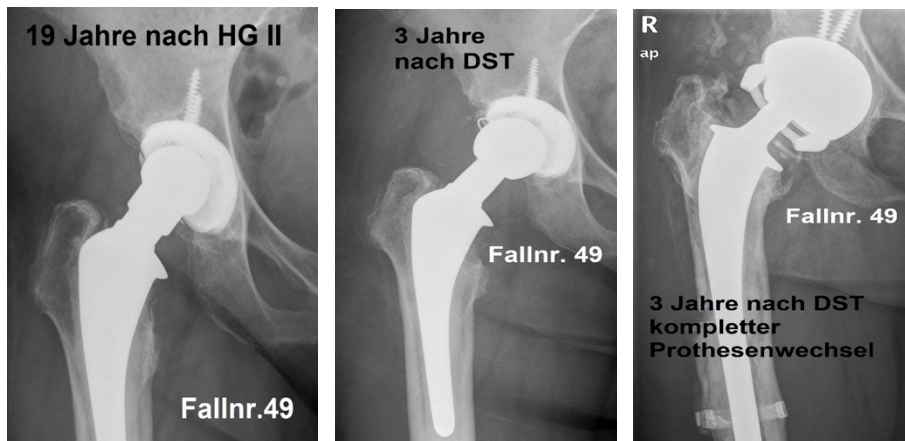
1994 erfolgte die HG-II-Implantation. 10 Jahre später (2004) Versorgung mit der double socket-Technik. Einmalige Luxation ein Jahr postoperativ. 2014 erhebliche Zunahme von periazetabulären Osteolysen mit aseptischer Pfannenlockerung und Wechsel auf eine Tantalrevisionspfanne. Bisher unauffälliger Verlauf.



**Abb. 68:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 43

Fallnummer 49:

1991 erfolgte die Implantation einer HG-II-Pfanne mit einem zementierten Schaft. Es handelte sich um den einzigen, nicht zementfrei eingebrachten Hüftschaft des hier untersuchten Patientenkollektivs. 2010 erfolgte die double socket-Versorgung. Zu diesem Zeitpunkt war bereits eine lineare femorale Osteolyse um die proximalen Zweidrittel des Schafts erkennbar. Bei feststehendem Hüftpfannenkonstrukt kam es rasch zu einer aseptischen, abriebinduzierten Schaftlockerung. Schaft und feststehende Pfanne wurden gewechselt. Ein Antiluxationsinlay wurde bei zu lockerer Gelenkführung verwendet. Der weitere Verlauf war unauffällig.



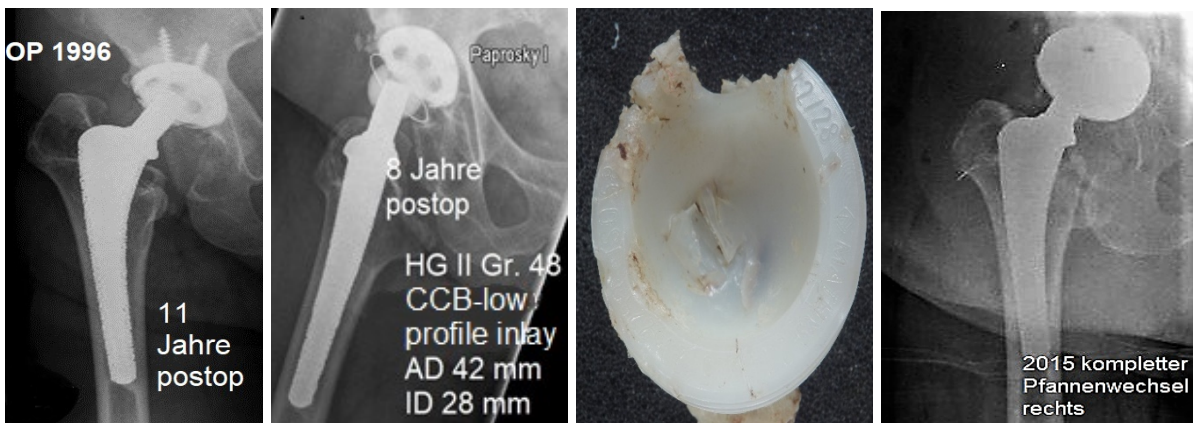
**Abb. 69:** Radiologischer Verlauf Fallnummer 49

### 3.10.2 Ergebnis der postoperativen Früh- und Spätluxation

Die Luxationsrate bei der double socket-Technik beträgt 19 % (4 von 21 Fällen).

In 3 Fällen handelte es sich um eine Spätluxation und nur in einem Fall war eine Luxation 13 Tage nach der Operation aufgetreten. Im ersten Fall war bei der Primäroperation wegen eines sehr klein angelegten Azetabulums eine entsprechend klein dimensionierte Hüftpfanne implantiert worden (Abb. 70). Um den schmalen Knochensaum um die feststehende Tivanium®-Schale nicht zu gefährden, kam bei der ersten Revisionsoperation in der double socket-Technik das kleinste CCB-Inlay (Fa. Mathys) als Flachprofil-Inlay zum Einsatz. Da das Inlay in zwangsläufig extrudierter Position einzementiert werden musste, konnte mit einem 28 mm Hüftkopf der Innendurchmesser der Pfanne klein und

folglich die Wandstärke des Inlays groß gehalten werden. Im Vergleich zur Kernschale wurde das Inlay in leicht vermehrter Inklination einzementiert. Die extrudierte Inlayposition führte zwangsläufig zu einer leichten Vergrößerung des Offsets und einer damit verbundenen geringen Beinverlängerung. Ein Ausgleich durch Aufsetzen eines Kopfes mit kürzerem Hals wäre bei dem bereits verwendeten Kopf mit kurzem Hals nicht möglich gewesen. Der Hauptbeweggrund, die anatomische Situation so zu belassen, war der Umstand, dass nach ausgiebiger Freilegung der Pfanne in ihrer gesamten Zirkumferenz eine recht lockere Weichteilspannung eingetreten war. Jedwede Verkürzung der Konus-Kopf-Verbindung zur Wiederherstellung der anatomischen Hüftgeometrie hätte die Stabilität des Hüftgelenks gefährdet. Die Verbindung blieb stabil. Im 8. postoperativen Jahr war das Inlay am seitlichen Dach deformiert und allmählich zerstört worden, sodaß der Hüftkopf seine Führung nach craniolateral hin verloren hatte und eine Luxation eintrat. Ein kompletter Pfannenwechsel mit Einsatz eines Antiluxationsinlays führte zu einem bisher dauerhaft unauffälligen Verlauf.



**Abb. 70:** Fallbeschreibung 1 einer Spätluxation

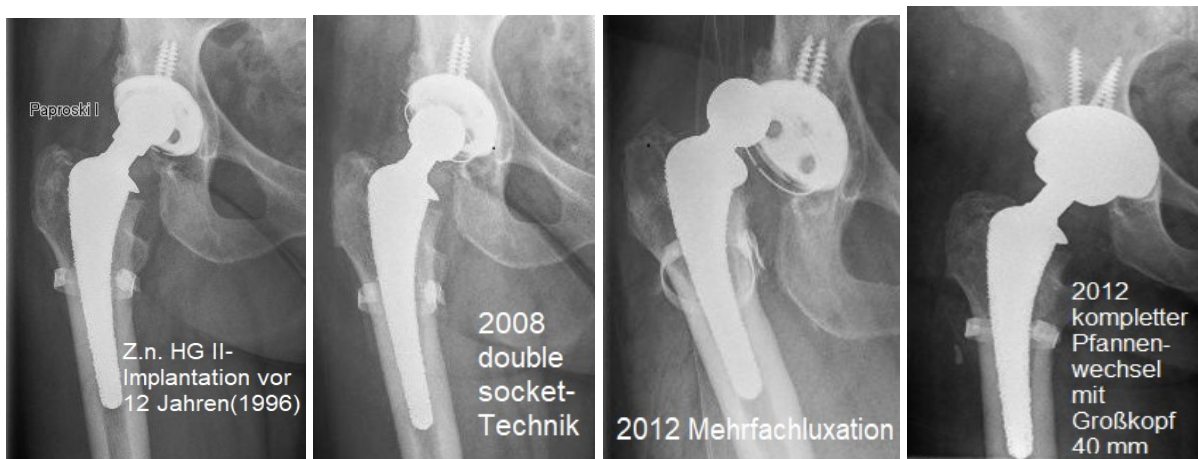
Links: Inlayverschleiß 11 Jahre postoperativ

Mitte links: Die kleinste Mathys low profile-Pfanne hat mit einem Außendurchmesser von 42 mm und einem Innendurchmesser von 28 mm eine Wandstärke von 7 mm. Eine tiefere Einpassung in die festsitzende HG-II-Pfanne mit einem Durchmesser von 48 mm ist nicht möglich. 8 Jahre nach double socket-OP ist das Inlay nach mehrfachen Luxationen immer noch fest im Zement verankert

Mitte rechts: Mathys CCB low profile-Pfanne mit kompletter Auflösung des cranialen Pfannenrandes

Rechts: Pfannenwechsel auf eine TM™-Revisionspfanne mit Antiluxationsinlay

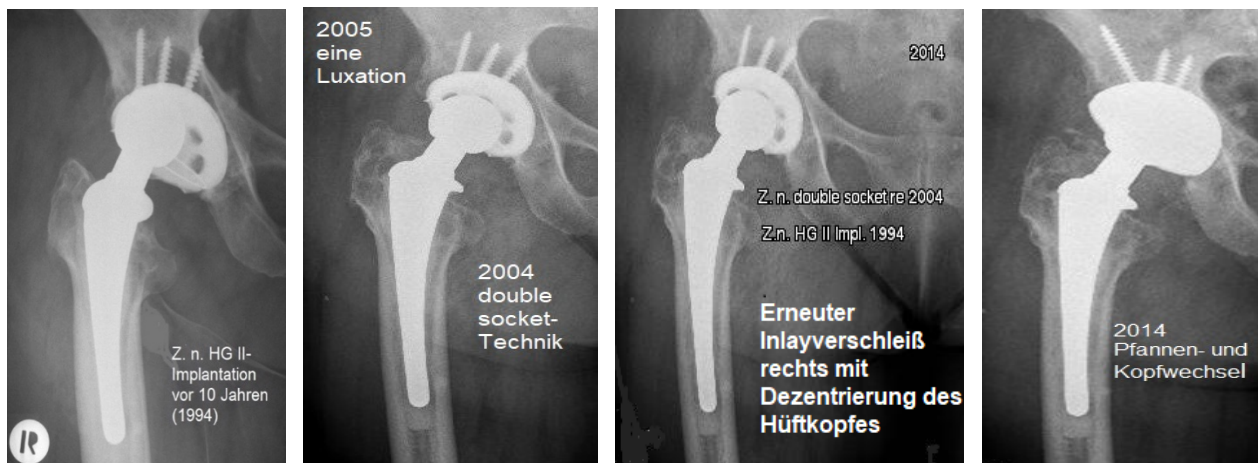
Im zweiten Fall trat eine Spätluxation 4 Jahre nach double socket-Technik auf. Die Hüfte war nach mehrfachen Luxationen instabil. Als intraoperativ auffällig beschrieben wurde ein kräftig entwickeltes Granulationsgewebe, welches nach seiner Entfernung einen großen Weichteildefekt hinterließ. Der komplette Pfannenwechsel in Kombination mit einem 40 mm Großkopf führte zur Hüftstabilität mit einem komplikationslosen Verlauf (Abb. 71).



**Abb. 71:** Fallbeschreibung 2 einer Spätluxation 4 Jahre postoperativ  
 Links: 1996 Implantation einer HG-II-Pfanne mit Verschleiß des Inlays und Kopfdezentrierung nach 12 Jahren Standzeit  
 Mitte links: double socket-Technik 2008 mit anatomisch exakter Einpassung eines Durasul®-Inlays (Fa. Zimmer). Die Pfannenposition liegt in der „safe zone“  
 Mitte rechts: mehrfache Spätluxation nach 4 Jahren  
 Rechts: 2012 kompletter Pfannenwechsel auf TM™-Revisionspfanne und einen 40 mm Versys-Großkopf (Fa. Zimmer)

Im dritten Fall einer Luxation nach Anwendung der double socket-Technik war nach hochgradigem Verschleiß des Inlays laut Operationsbericht eine kräftig entwickelte Bindegewebskapsel entfernt worden und ein Sulene®-low profile-Inlay in exakter Ausrichtung zur Position der belassenen Kernschale einzementiert worden (Abb. 72).

Ein Jahr später kam es zu einer einmaligen Spätluxation mit geschlossener Reposition und weiterhin unauffälligem Verlauf. Insgesamt 10 Jahre nach der Revisionsoperation musste das Gesamtkonstrukt bei zunehmender periazetabulärer Osteolyse ausgetauscht werden.



**Abb. 72:** Fallbeschreibung 3 einer Spätluxation 1 Jahr postoperativ

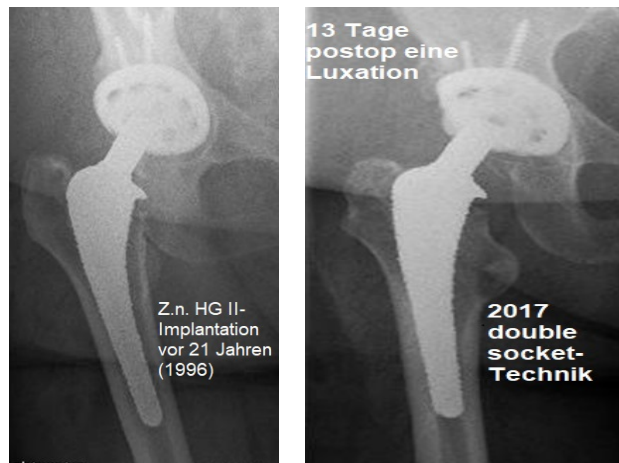
Links: 10 Jahre nach einer 1994 implantierten HG-II-Pfanne liegt ein starker Abrieb des Inlays mit Subluxation vor

Mitte links: 2004 erfolgte die double socket-Technik mit einem CCB-low profile-Inlay mit einer einmaligen Luxation nach einem Jahr postoperativ

Mitte rechts: abriebinduzierte Osteolysen mit mäßiger Dezentrierung des Hüftkopfs

Rechts: bei zunehmender Osteolyse wurde die HG-II-Pfanne nach 20-jähriger Standzeit gewechselt

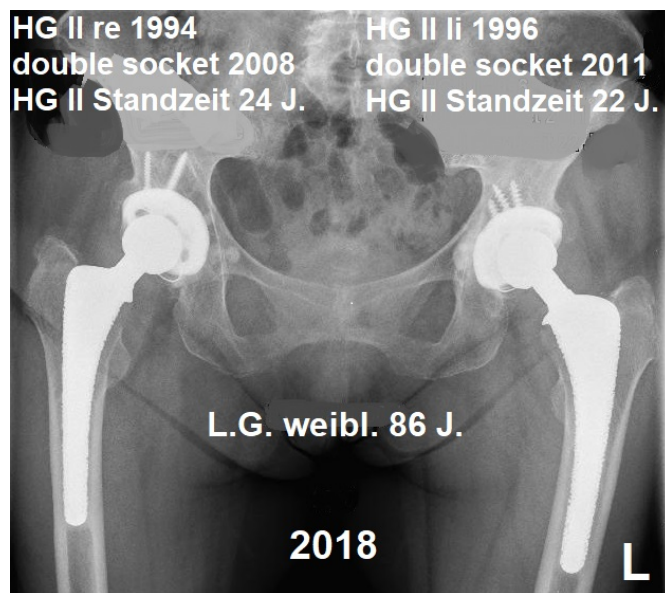
Im vierten Fall wurde die double socket-Technik nach 21 Jahren Standzeit der HG-II-Pfanne durchgeführt (Abb. 73). Die leichte lineare Osteolyse am medialen Pfannenrand, die dem Paprosky-Stadium I zuzuordnen war, stellte keine Gefährdung der knöchernen Pfannenverankerung dar. Hier war erneut der Operationsbericht dahingehend auffällig, dass zur sauberen Darstellung der gesamten Pfannenzirkumferenz eine kräftige Neokapsel aus einem Granulationsbindegewebe ausgeschnitten werden musste. 13 Tage nach der Zweitoperation (erster Tag in der stationären Rehabilitation) kam es zur einmaligen Hüftluxation. Nach geschlossener Reposition war der weitere Verlauf bisher unauffällig.



**Abb. 73:** Fallbeschreibung 4 einer Frühluxation 13 Tagen postoperativ  
 Links: Azetabuläres Paprosky-Stadium I mit linearer Osteolyse am medialen Pfannenrand und konzentrischem Abrieb des Inlays  
 Rechts: Nach der double socket-Technik weiterhin identische anatomische Position von Inlay und Pfanne und einer einmaligen Frühluxation postoperativ

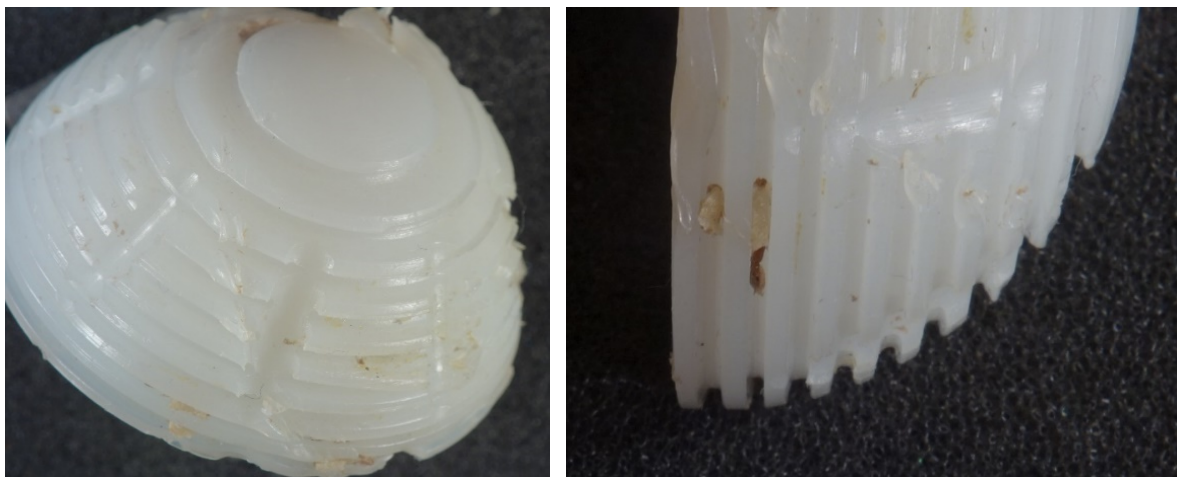
### 3.10.3 Ergebnisse nach double socket-Technik mit vermehrtem Überstand der kleinen Pfannen

Die double socket-Technik war bei allen kleinen Pfannen mit der CCB-UHMWPE-Pfanne der Fa. Mathys mit einem Überstand von bis zu 3 Ringlamellen (= 7 mm) durchgeführt worden (Abb. 74).



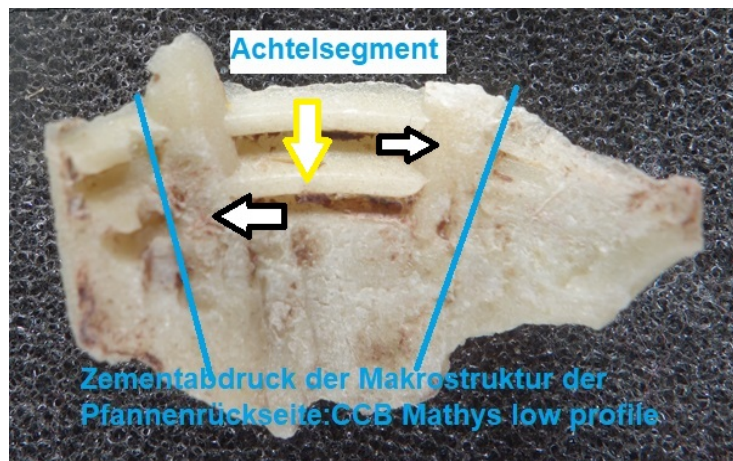
**Abb. 74:** Überstand der kleinen PE-Pfannen bei DST  
 Double socket-Versorgung beidseits. Der runde Markierungsdraht zeigt deutlich den Grad des Überstands zwischen der Metallschale und den einzementierten PE-Pfannen mit seit 10 Jahren (rechts) und 7 Jahren (links) unauffälligem Sitz der Implantate

Diese PE-Pfanne wies auf ihrer Rückseite 8 Segmente mit 8 radiären Furchen zur Erhöhung der Torsionsstabilität und 10 Ringlamellen zur Verbesserung der Widerstandskraft gegen die hebelmechanischen Ausziehkräfte auf (Abb. 75).



**Abb. 75:** Pfannensegmente PE-Pfanne mit radiären Furchen und Ringlamellen  
 Links: 8 Pfannensegmente werden durch radiäre Furchen unterteilt  
 Rechts: 10 Ringlamellen vergrößern den Verbund zwischen PE-Pfanne und Zementmantel

Die Makrostruktur führte zu einer innigen Vernetzung des Zements mit den torsionsstabilisierenden Ringfurchen und den die Oberfläche vergrößernden Ringlamellen (Abb. 76).



**Abb. 76:** Innenansicht Achtelsegment des Zementmantels

Innenansicht eines Achtelsegments des Zementmantels. Die Vernetzung des Zements mit den Ringlamellen (gelb-weißer Pfeil) und den radiären Verankerungsfurchen (schwarz-weiße Pfeile) ist deutlich erkennbar.

Zementzapfen in den Fixationslöchern der Kernschale verstärkten wegen ihrer divergenten Ausrichtung die Zementfixation. Der Pfannenpol war regelmäßig mit einer etwa 7 mm dicken Zementschicht ausgefüllt (Abb. 77).

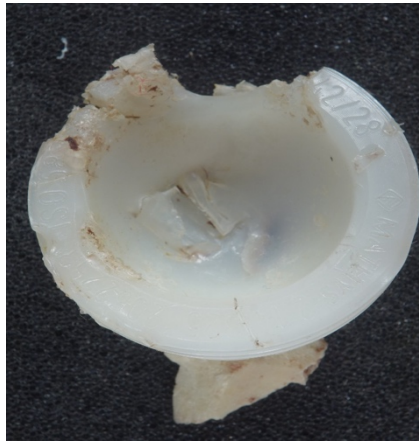


**Abb. 77:** Zapfen und Zement

Links: Divergierende Zementzapfen in den Fixationslöchern der Kernschale tragen zur Erhöhung der Verbundstabilität bei  
Rechts: Die Zementdicke beträgt am Pfannenpol bis 7 mm



Von den 10 kleinen Kernschalen, die mit einer CCB-Mathys-low profile-Pfanne in überstehender Position versorgt worden waren, kam es in einem einzigen Fall nach 8 Jahren zu einem Verschleiß des Polyethylens am oberen Pfannenpol mit Luxation (Abb. 78).



**Abb. 78:** Zerstörte Pfanne

CCB-Pfanne aus UHMWPE (Fa Mathys), Größe 42/28, mit Zerstörung des oberen Pfannenpols. Der röntgendichte Draht wurde intraoperativ entfernt. Im Zentrum der Pfanne wurde ein Meißelschlitz zur Sprengung des Zements im Pfannenpol angelegt.

Die Pfanne selbst saß fest in der Kernschale einzementiert, sodass eine Hebelung nicht gelang und ein Meißel durch einen zentral angelegten Schlitz im Pfannenboden des Polyethylens zunächst die Zementverbindung zum Pfannenpol löste. Die Technik nach Sabboubbeh war zur Entfernung der dünnwandigen PE-Pfanne nicht geeignet, da das ausgedünnte PE den Schraubengewinden der Kortikalisschrauben keinen genügend starken Widerstand entgegenbrachte (Sabboubbeh et Khatib, 2005).

Desweiteren musste im Rahmen eines septischen Schaftwechsels nach 12 Jahren ein festsitzendes Inlay entfernt werden.

In einem dritten Fall kam es nach 4 Jahren zu einer revisionspflichtigen Hüftinstabilität. Das double socket-Konstrukt war völlig stabil.

Ein weiterer Fall einer aseptischen Schaftlockerung erforderte 3 Jahre nach double socket-Versorgung den Schaftwechsel. Die bereits bei der Pfannenrevision nachweisbaren femoralen Begleitosteolysen waren hinsichtlich ihrer Schaftdestabilisierung unterschätzt worden. Bei drohender Instabilität des Kunstgelenks

musste die stabile Pfanne mit fest einzementiertem Inlay zugunsten einer Pfanne mit Antiluxationsinlay gewechselt werden.

In keinem der Revisionsfälle war eine Auffälligkeit der mit Überstand eingebrachten PE-Pfannen zu beobachten. 7 von 10 Ringlamellen und die 8 radiären Ringfurchen waren jeweils vollständig von Zement umgeben. Sie waren fest fixiert und ihre Entfernung war aufwendig.

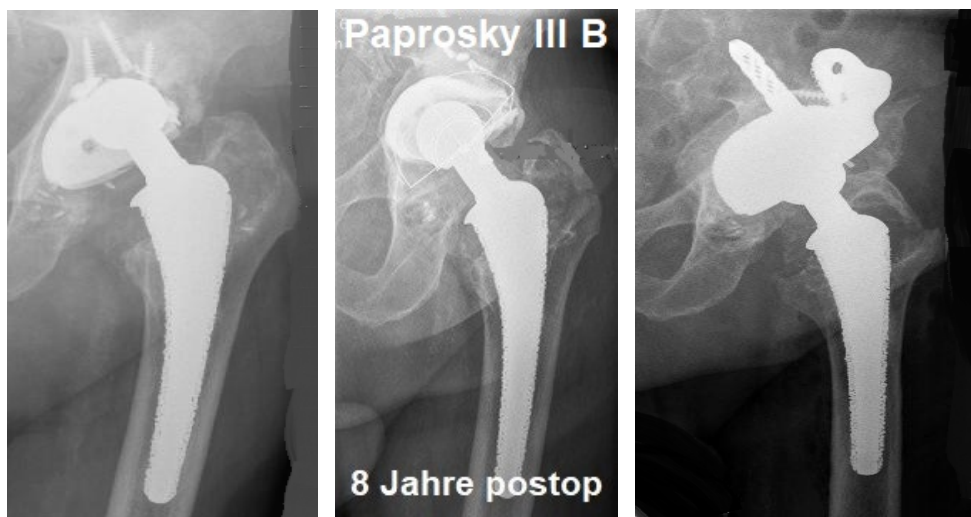
**Tab. 2:** Klinischer Verlauf nach double socket-Versorgung kleiner Hüftpfannen

| Fall-Nr. | Alter bei DTS | Standzeit der DTS                                | Pfannen AD/ID | Konus |
|----------|---------------|--|---------------|-------|
| 11       | 81 Jahre      | 3 Jahre und weiterhin                            | 42/32         | 12/14 |
| 14       | 72 Jahre      | 12 Jahre, Explantation wegen Infekt              | 42/32         | 14/16 |
| 15       | 79 Jahre      | 6 Jahre und weiterhin                            | 42/28         | 12/14 |
| 23       | 76 Jahre      | 10 Jahre und weiterhin                           | 46/32         | 12/14 |
| 24       | 79 Jahre      | 7 Jahre und weiterhin                            | 44/32         | 12/14 |
| 27       | 55 Jahre      | 8 Jahre, Explantation wegen Luxation             | 42/28         | 14/16 |
| 28       | 73 Jahre      | 4 Jahre, Explantation wegen rez. Luxation        | 42/32         | 14/16 |
| 44       | 73 Jahre      | 10 Jahre und weiterhin                           | 42/32         | 14/16 |
| 46       | 86 Jahre      | 2 Jahre und weiterhin                            | 42/28         | 14/16 |
| 49       | 77 Jahre      | 3 Jahre, Explantation wg. asept. Schaftlockerung | 42/32         | 14/16 |

In 6 der 10 Fälle von den mit Überstand einzementierten Pfannen blieb der klinische Verlauf bisher bei einer Standzeit von 2, 6, 7 und zweimal 10 Jahren unauffällig (Tab. 2). Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass auch nicht vollständig von einer Metallschale umgebene Inlays fest im Zementverbund verblieben. Es handelte sich in allen Fällen ausschließlich um CCB-Pfannen aus UHMWPE, die mit ihrer speziellen Makrostruktur auf der Rückseite der Pfanne eine intensive Vernetzung mit dem Zement gewährleisteten. Seit dem Jahre 2000 standen für die double socket-Technik kleine Pfannen mit low profile Inlay aus hochvernetztem Polyethylen (Durasul®, Fa. Zimmer) mit der geringeren Wanddicke von 4 mm zur Verfügung. Es erfolgte in 2 Fällen die Einpassung unter

Belassung der Metallpfanne mit der double socket-Technik. Die Inlays standen mit einem äußeren Durchmesser von 42-64 mm und einem Innendurchmesser von 28-36 mm zur Verfügung. Ein Überstand der Durasul®-Pfanne von bis zu 5 mm über dem Rand der Metallschale wurde akzeptiert, da auch die Makrostruktur der Durasul®-Pfannen mit breiten Ringlamellen auf der Pfannenrückseite eine großflächige Interdigitation mit dem Zement zuließ. Die beiden Durasul®-Pfannen waren bisher bei der noch kurzen Beobachtungszeit von 2,6 Jahren unauffällig.

Im gesamten Klientel kam es in einem einzigen Fall zum Versagen der Verbindung zwischen dem Zementmantel und der Metallkernschale. 17 Jahre nach Implantation einer HG-II-Pfanne war es bei dem 69 Jahre alten Patienten, der wegen einer ausgeprägten COPD einen recht niedrigen Aktivitätslevel hatte, zu einer Zerstörung des Inlays mit Perforation der Kernschale gekommen. Auffällig war die radiologisch festsitzende Pfanne mit guter knöcherner Anbindung in der perforationsfreien Zone. Kleinere Osteolysezonen fanden sich unmittelbar an der Perforationsstelle des Metallkopfes. Dort hatte sich eine Schraube im zerstörten Fixationsloch gelöst. Die femoralen Begleitosteolysen in den Gruen-Zonen 1-7 waren auffällig gering ausgeprägt (Abb. 79).



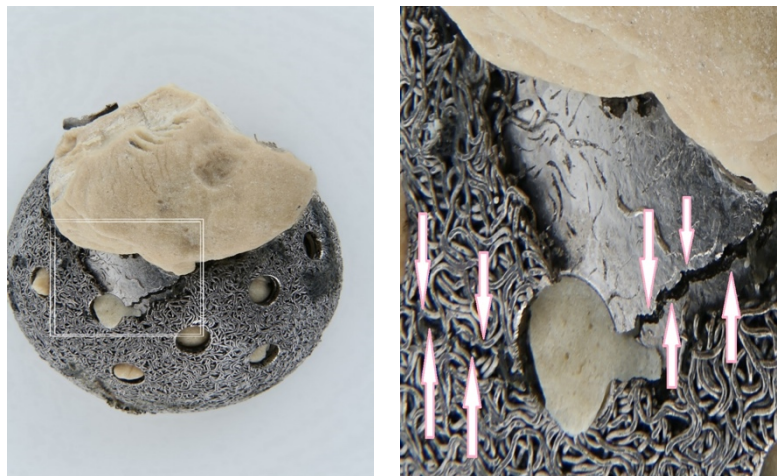
**Abb. 79:** Kopfperforation

Links: Metallkopfperforation bei fester Pfanne

Mitte: 8 Jahre postoperativ segmentaler medialer Defekt Paprosky III b

Rechts: Versorgung mit homologer Spongiosaplastik und Cranialpfanne® mit anatomischer Lasche und Zapfen (Fa. ESKA / Orthodynamics). Es liegt eine wenig dislozierte Fraktur des Trochanter vor.

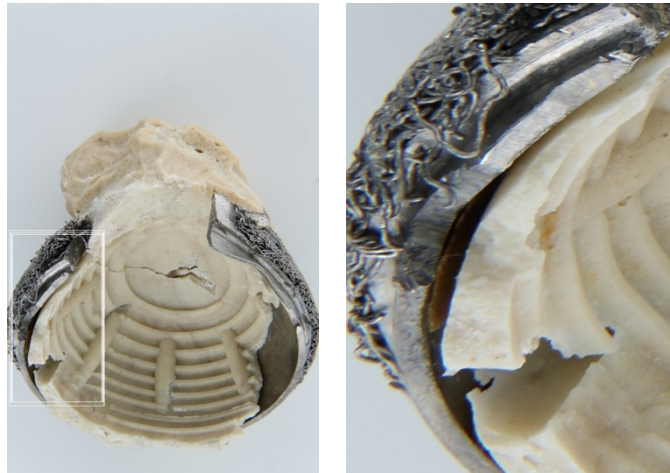
Die intraoperative Stabilitätsprüfung ergab eine festsitzende Hüftpfanne. An der Perforationsstelle zeigte sich eine Sklerose, die angefrischt wurde. Granulationsgewebe wurde lediglich am Calcar und am Trochanter entfernt. Der ungewöhnliche Befund einer Metallperforation der Kernschale mit einem nur geringen periazetabulären Knochenschaden Paprosky I veranlasste den Operateur zur Belassung der Pfanne und zur passgerechten Einzementierung einer CCB-Low profile-Pfanne der Größe 46 mm ohne Überstand. 8 Jahre später kam es zum Versagen des Gesamtkonstrukts mit einem erheblichen Substanzschaden Paprosky III b und einer ausgeprägten femoralen Begleitosteolyse im Trochanter. Bei der aufwendigen Versorgung mit einer Cranialpfanne® mit anatomischer Lasche und Zapfen (Fa ESKA / Orthodynamics, Lübeck) und einer Knochenaugmentation kam es zur Fraktur am osteolytisch ausgedünnten Trochanter major. Die Analyse dieses azetabulären Schadensfalls ergab einen Kernschalenbruch mit Teilablösung der Beschichtung (Abb. 80).



**Abb. 80:** Kernschalenfraktur

Links: Die Kernschale ist, von der Perforationsstelle ausgehend, gebrochen. Die Kontinuumbeschichtung ist bis zum Schraubenloch abgerissen  
 Rechts: vergrößerter Ausschnitt der Rißbildung (weiße Pfeile)

Die Perforationsstelle war bei der Revision vor 8 Jahren in den Zementmantel mit einbezogen und ausgefüllt worden. Die PE-Pfanne war mit ihren 9 Ringlamellen vollständig mit dem 3 mm dicken Zementmantel verbunden worden (Abb. 81).



**Abb. 81:** Zementmantellösung

Links: Die Perforationsstelle ist in den Zementmantel mit einbezogen und ausgefüllt worden. Die PE-Pfanne ist mit ihren 9 Ringlamellen vollständig mit dem 3 mm dicken Zementmantel verbunden

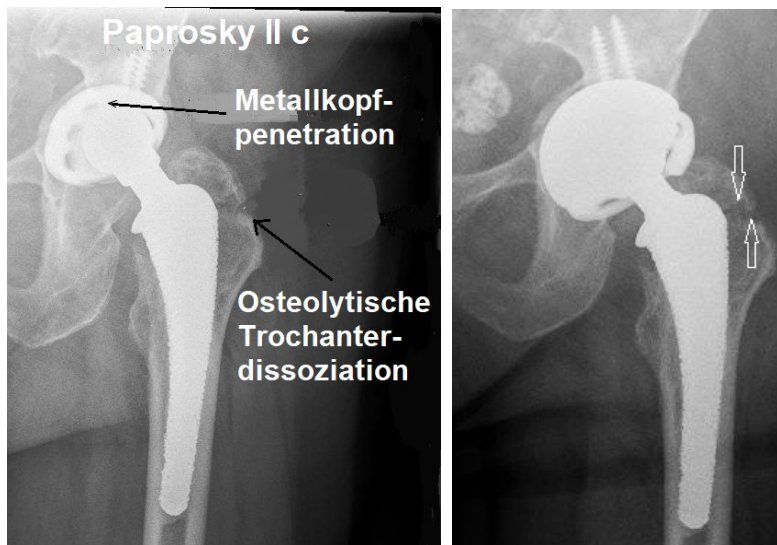
Rechts: Vergrößerter Ausschnitt: Dissoziation der Kernschale vom Zementmantel

Durch die vom Schraubenloch ausgehende Fraktur der dort bereits ausgedünnten Titaniumschale ging ihre Festigkeit verloren. Die Metallschale weitete sich auf und löste sich vom Zementmantel ab. Es handelte sich in diesem Fall nicht um ein primäres Versagen der Zementverbindung, sondern um ein Versagen der nur noch unvollständig stützenden Metallschale.

### 3.11 Die klinischen Folgezustände der abriebinduzierten Knochendefekte am Femur

Im eigenen Krankengut fand sich ein isolierter osteolytischer Trochanterbefall in 23 % der Fälle. In 44,3 % war der Trochanter major im Rahmen weiterer femoraler Osteolysen mitbeteiligt.

In einem Fall kam es zu einer abriebinduzierten Trochanterdissoziation im azetabulären Stadium Paprosky II c. Der komplette Pfannenwechsel auf eine Tantalpfanne wurde erforderlich. Die femorale, abriebinduzierte Begleitosteolyse hatte zu einer Abduktorinsuffizienz mit intraoperativ nachweisbarer Instabilität geführt. Es wurde ein constrained Inlay mit Fixationsring zur Luxationsprophylaxe eingesetzt. Die osteolytische Schwächung der Knochensubstanz ließ keine Osteosynthese mehr zu (Abb. 82).

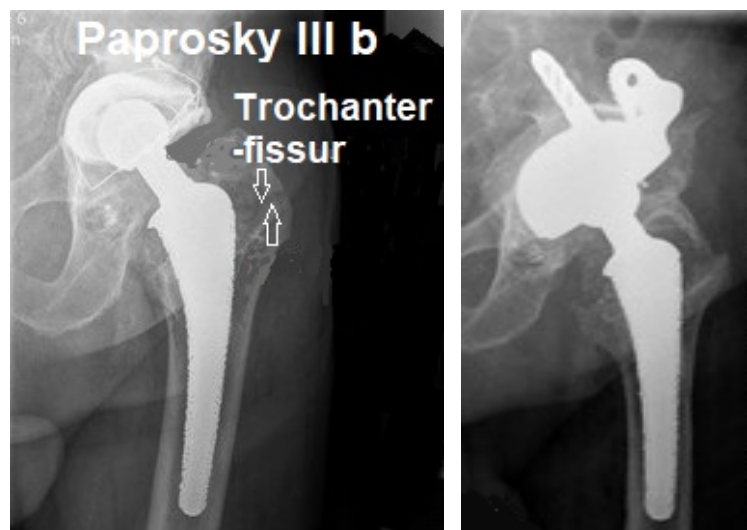


**Abb. 82:** Trochanterfraktur bei Paprosky II c

Links: Trochanterfraktur nach abriebinduzierter Osteolyse bei einem azetabulären Schaden Paprosky II c

Rechts: Kompletter Pfannenwechsel mit Einsatz eines „constrained liners“ mit Fixationsring bei intraoperativem Nachweis einer Instabilität infolge einer Abduktorsuffizienz. Eine Osteosynthese des osteolytischen Knochens gelang nicht.

In drei weiteren Fällen brach der osteolytisch ausgedünnte Trochanter major bei der Revision ab. In allen 3 Fällen war eine Osteosynthese dieser äußerst fragilen Trochanterregion nicht mehr möglich. Die Frakturen wurden durch transossäre Nähte mit nicht resorbierbarem Material am Weichteil angebunden und blieben stabil (Abb. 83)



**Abb. 83:** Trochanterfraktur bei Paprosky III b

Links: Frakturspalt am Trochanter major (Pfeil) bei azetabulärem Knochenschaden Paprosky III b mit Beckendiskontinuität

Rechts: Abbruch des osteolytisch ausgehöhlten Trochanter major nach operativer Versorgung mit einer Kranialpfanne mit anatomischer Lasche und Zapfen (Länge 70 mm) zur intramedullären Fixierung der Pfanne im Ilium (Fa. ESKA / Orthodynamics, Lübeck) mit Augmentation durch eine Fremdspongiosaplastik

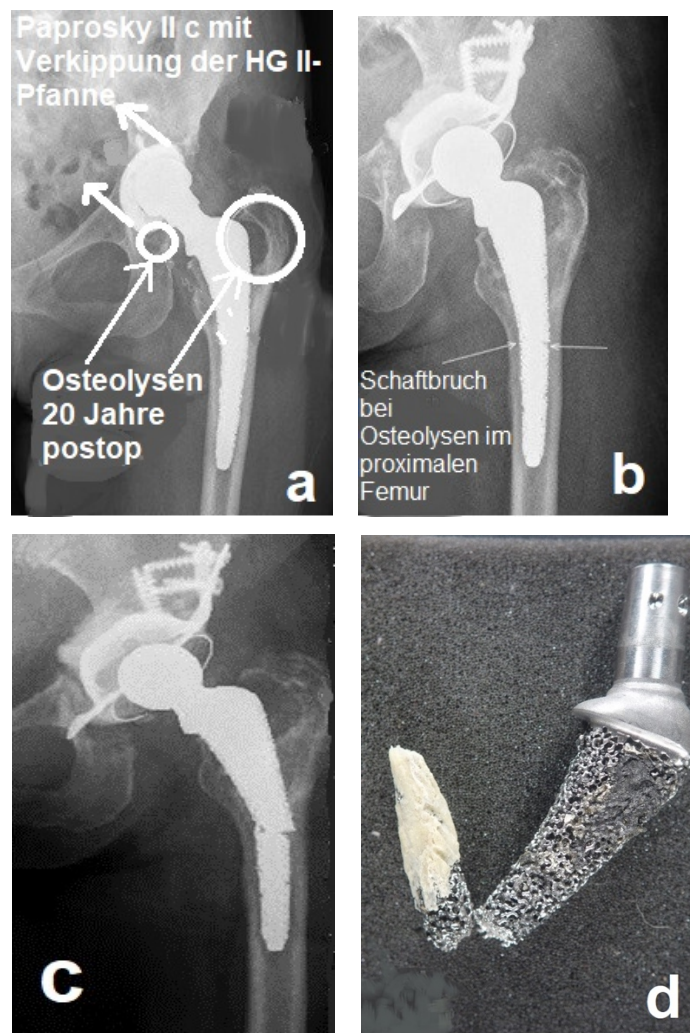
Der Trochanter major war somit ein Prädilektionsort für die abriebinduzierten Osteolysen. Erreichten die Osteolysen jedoch das distale Prothesenschaftsdrittel, so kam es in diesem Bereich zur kompensatorischen Hyperkortikalisierung (Abb. 84). Der Schaftwechsel wurde erforderlich (Fallnr. 13).



**Abb. 84:** Periazetabulärer Knochenschaden Paprosky II c mit abriebinduzierter, zirkulärer Schaftosteolyse (Fallnr. 13)  
Die Schaftosteolyse hat sich bis in das distale Drittel ausgedehnt. Kompensatorische Hypertrophie der lateralen Kompakta.

In einem Fall (Fallnr. 42) trat im Rahmen der osteolytischen Schwächung der proximalen Hälfte des Schafts ein Ermüdungsbruch der zementfreien Prothese mit der Chrom-Molybdän-Basislegierung auf (Abb. 85).





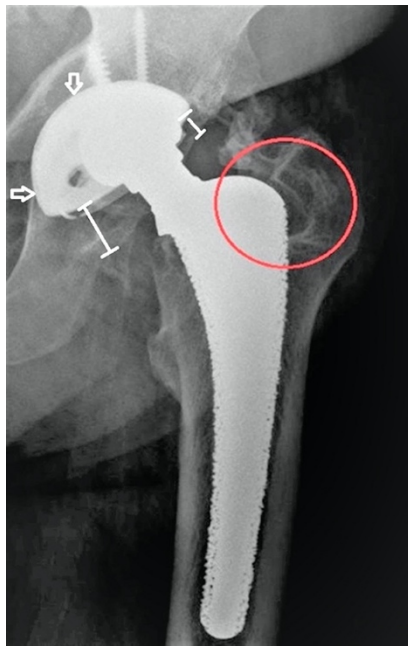
**Abb. 85:** Paprosky II c mit femoralen Osteolysen und folgendem Bruch der Prothese (Fallnr. 42)

- a) Paprosky II c mit begleitenden femoralen Osteolysen in den Gruen-Zonen 1, 2, 6, 7
- b) Pfannenwechsel und späterer Nachweis eines Ermüdungsbruchs des zementfreien Spongiosa-Metall-I-Schafts (ESKA)
- c) Varische Abweichung des proximalen Schaftanteils mit Bruch
- d) Das Explantat mit dem knöchern fest eingewachsenen distalen Schaftdrittel

In drei weiteren Fällen (Fallnr. 14, 22, 49) kam es zur aseptischen Lockerung der zementfreien Schäfte nach abriebinduzierter, ausgedehnter Osteolyse in mehreren Arealen des knöchern primär fixierten Schafts.

Somit führten die abriebinduzierten, femoralen Begleitosteolysen in 9,43 % der Fälle zur aseptischen Schaftlockerung. In allen 5 Fällen wurde der Wechsel auf einen Revisionslangschaft (viermal zementfrei, einmal zementiert) erforderlich.

Auffälligerweise konnte keine Relation zwischen dem Ausmaß der periazetabulären und der femoralen Osteolysen hergestellt werden. In Gegenwart eines höhergradigen periazetabulären Knochenschadens war in vielen Fällen lediglich der Trochanter major von mäßig ausgedehnten Osteolysen betroffen (Abb. 86).



**Abb. 86:** Paprosky II c mit auffällig geringer femoraler Osteolyse (Fallnr. 6)  
Vollständiger Aufbrauch des Inlays mit Metallkopfperforation in die Tivanium®-Kernschale mit medialer Pfannenmigration und noch geschlossenem Pfannenbodendefekt Paprosky II c (Pfeile). Auffällig geringe femorale Osteolyse in der Gruen- Zone 1 des festsitzenden Spongiosa-Metall-I-Hüftschafts (ESKA)

## 4. Diskussion

### 4.1 Der Spongiosa-Metall-I-Schaft und die UHMWPE-Metall-Gleitpaarung als in vivo-Modell einer PE-induzierten Schwächung des femoralen Knochenlagers

Die in der vorliegenden Arbeit untersuchte, standardmäßig eingesetzte Prothesenkombination bestand pfannenseitig aus einer äußerst langlebigen Tivaniumkernschale mit einer Kontinuumbeschichtung aus einem dreidimensionalen Titandrahtgeflecht aus Reintitan. Der zementfreie Schaft bestand aus einer Chrom-Kobalt-Basislegierung mit der sehr robusten und osteotropen Spongiosa-Metall-I-Beschichtung® nach Grundei. In 96 % der untersuchten Fälle wurde diese Prothesenkombination verwendet.

Die Gleitlagerkombination aus konventionellem Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE) und einem 32 mm Metallkopf wurde standardmäßig verwendet.

Alle Schäfte des verwendeten Typs waren völlig unauffällig knöchern eingehilt und fest. Es fanden sich keine Schaftsinterungen oder unklare radiolucent lines, die auf eine primär den Schaft betreffende pathologische Ursache femoraler Osteolysen hätte schließen lassen können.

Somit waren die den Femurschaft umgebenden Osteolysen vorwiegend abriebbedingt und als eine reine Folge der anfälligen Gleitpaarung zu interpretieren.

Die Ausdehnung und Lokalisation der Defekte ließ sowohl bei ihrer Zuordnung in den Gruen-Zonen als auch in der femoralen Schadensklassifikation nach Paprosky zwei Besonderheiten erkennen. Neben 33 % völlig unauffälliger und somit abriebresistenter Femora fanden sich die femoralen Osteolysen zu über 55 % in den proximalen Gruen-Zonen 1, 6 und 7. Bei den Fällen mit mehr als 3 Osteolysen befanden sich diese ebenfalls mit einem zusätzlichen Anteil von 12 % in den proximalen Gruen-Zonen 1, 3, 6 und 7. Diese Proximalisierung des osteolytischen Prozesses scheint typisch zu sein für die Einwirkung eines ortsfernen Partikelgenerators auf einen in seiner primären knöchernen Anbindung völlig unauffälligen zementfreien Hüftschaft.

Weiterhin verursachten die abriebinduzierten femoralen Osteolysen ausschließlich lineare und cavitäre Defekte. Die Kompakta wurde zwar ausgedünnt, aber erst bei einem

unbemerkt weit fortgeschrittenen Prozess mit beginnender Instabilität des Schafts kam es zu ersten segmentalen Defekten. Die Zuordnung zur femoralen Defektklassifikation nach Paprosky machte die Proximalisierung des osteolytischen Prozesses ebenfalls deutlich. Etwa 50% der Knochendefekte entsprachen der femoralen Defektklassifikation Paprosky I und II und betrafen definitionsgemäß die metaphysäre Schaftregion bis hin zum Trochanter minor mit meist größerem Knochenverlust der metaphysären Spongiosa. Die 8 Fälle des Paprosky III A-Stadiums und die 3 Fälle des Stadiums III B waren Folgezustände eines kontinuierlich einwirkenden Partikelgenerators und nicht Folge einer eigenständigen Schaftpathologie. Die Bestimmung der Knochendefekte nach Paprosky sollte standardmäßige Richtlinien zum operativen Vorgehen geben. Die regionale Zuordnung der Defekte zu den Gruen-Zonen sollte die Prädilektionsareale für abriebinduzierte femorale Osteolysen aufdecken. Beide Methoden basierten auf der Auswertung von Röntgennativaufnahmen und waren naturgemäß nicht auf eine quantitative Bestimmung des Knochenschadens angelegt. In der lokoregionalen Zuordnung der Knochendefekte wiesen beide Methoden auf ein vorwiegend metaphysäres Befallsmuster der Osteolysen hin.

#### 4.2 Die Pathogenese der abriebinduzierten, periazetabulären Osteolysen

Die moderne Metall-auf-Polymer-Gleitfläche wurde erstmals 1960 von John Charnley am Wrightington Hospital in Großbritannien in die Orthopädie eingeführt, wobei diese Kombination dann lange Zeit als „Goldstandard“ für den Gelenkersatz galt (Charnley, 1960). Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE) wurde vorwiegend zum Gelenkersatz verwendet und später gegen Ende der 1990er Jahre durch eine hochvernetzte Modifikation (XLPE) ersetzt.

Das in der vorliegenden Arbeit untersuchte Patientenklientel erhielt bei der Erstoperation eine Gleitpaarung mit einem Inlay aus konventionellem Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (Sulene®). Im Rahmen der ersten Revisionsoperation erfolgte bei Anwendung der double socket-Technik ebenfalls der Einsatz von einzuzementierenden PE-Pfannen aus UHMWPE, die eine Mindestdicke von 5 mm aufwiesen. Hier wurde

nahezu ausschließlich die CCB-Pfanne (Fa. Mathys) verwendet, da sie als UHMWPE-Pfanne über eine makrostrukturierte Pfannenrückseite zur Verbesserung der Interdigitation von Zement und Metallschale verfügte. Diese CCB-PE-Pfanne wies auf ihrer Rückseite 8 Segmente mit 8 radiären Furchen zur Erhöhung der Torsionsstabilität und 10 Ringlamellen zur Verbesserung der Widerstandskraft gegen die hebelmechanischen Ausziehkräfte auf. Beim kompletten Wechsel der double socket-Konstrukte auf Tantal- oder Trilogy®-Pfannen kamen dann erstmals hochvernetzte Polyethylene zum Einsatz.

Die abriebinduzierte Osteolyse einer Gleitpaarung mit Verwendung von UHMWPE wurde schon recht früh als Hauptursache für Revisionen und als limitierender Faktor für die Standzeit orthopädischer Implantate angesehen (Dumbleton et al., 2002; Orishimo et al., 2003).

Die aseptische Lockerung von Hüftimplantaten wurde als Hauptfaktor für die Revision aufgeführt, dicht gefolgt von Schmerzen, der Luxation oder Subluxation des Kunstgelenks, sowie entzündlicher Begleitreaktionen der periartikulären Weichteile als Reaktion auf Abriebpartikel oder Infektion (National Joint Registry, 2015).

Verschleißpartikel aus Polyethylen induzierten Osteolysen mit Knochenresorption am interface. Führt das Ausmaß der Knochenresorption zur Instabilität des Implantats, wurde die Revision unausweichlich (Ingham und Fisher, 2000; Abu-Amer et al., 2007).

Es wurde angenommen, dass es einen Schwellenwert gab, unterhalb dessen der Verschleiß von Polyethylen im Körper und an der Knochen-Implantat-Grenze ohne auffällige Reaktion toleriert wurde. Die aus entnommenen Hüftexplantaten ermittelte Schwelle lag bei einer Standzeit des Implantats von 10,7 Jahren im Mittel bei  $508 \text{ mm}^3$  und somit bei ca.  $50 \text{ mm}^3$  pro Jahr (Hall et al., 1996).

Eine andere Möglichkeit zur Quantifizierung dieser Schwelle und der osteolytischen Wirkung war die Bestimmung der Konzentration und Größe von Abriebpartikeln im feuchten Grenzflächengewebe (Kobayashi et al., 1997; Green et al., 2000).

Einige Untersuchungen führten zu dem Ergebnis, dass eine Verschleißrate von unter  $0,05 \text{ mm}^3$  pro Jahr die Osteolyse „eliminieren“ würde (Dumbleton et al., 2002). Obwohl dieses Schwellenwertkonzept keine allgemeine Akzeptanz fand (Harris, 2003), wurde es durch

viele Studien tendenziell bestätigt. Dieses Konzept war der Beweggrund, immer abriebärmere Materialien für die Gleitpaarung der Hüftkomponenten zu entwickeln.

Die beiden in der Orthopädie am häufigsten verwendeten UHMWPE-Typen waren GUR 1020 und GUR 1050, definiert gemäß BS ISO 5834-2 2011 (British Standards Institution, 2011).

Beide Materialien hatten ein unterschiedliches Molekulargewicht und die damit verbundenen unterschiedlichen Materialeigenschaften (Kurtz et al., 1999).

In einem direkten Vergleich beider Polymere in einer großen Chargenmenge unter identischen Versuchsbedingungen einschließlich multidirektionaler Bewegungsabläufe war jedoch nachgewiesen worden, dass die UHMWPE-Polymere GUR 1020 und GUR 1050 keinen statistisch signifikanten Unterschied in ihrem Abriebverhalten zeigten (Hunt und Joyce, 2016).

Die heute vorwiegend im Einsatz befindlichen hochvernetzten Polyethylene zeichnen sich im Vergleich zu den konventionellen UHMWPE durch eine deutlich größere Resistenz gegen Abrieb aus. Die Abriebvolumina konnten um 50-80 % reduziert werden (Fisher et al., 2005; Manning et al., 2005).

Um den Verschleiß zu verringern, versuchten mehrere Hersteller die Materialien der Gleitpaarung zu modifizieren. Um den Vernetzungsgrad innerhalb des Materials zu erhöhen, wurden die Polymeren mit Gamma- oder Elektronenstrahlen behandelt. Das hochvernetzte Polyethylen (XL UHMWPE) behielt als semikristallines Pulver bei Erwärmung unterhalb seines Schmelzpunkts seine mechanische Festigkeit zwar bei, die bei dem ionisierenden Vernetzungsprozess frei werdenden Radikale jedoch konnten bei Reaktion mit Sauerstoff zu Kettenbrüchen und damit zur Versprödung des Materials führen. Die anschließende Zuführung von thermischer Energie bis über den Schmelzpunkt verringerte zwar die Anzahl der Radikale, verschlechterte aber gleichzeitig die mechanischen Eigenschaften. Um die gegenläufigen Effekte möglichst gering zu halten, wurde das Herstellungsverfahren hinsichtlich der Strahlendosis und der Erwärmung unter- oder oberhalb der Schmelztemperatur vielfach modifiziert, um der Versprödung des Polyethylens entgegenzuwirken. Vitamin E als Antioxidationsmittel wird heute dem Polymer zunehmend zur Vermeidung und Umgehung des Schmelzprozesses zugemischt.

Obwohl sich der Vernetzungsprozess von Hersteller zu Hersteller unterscheidet (Marathon™: 5 Mrad Gammastrahlung; Longevity®: 10 Mrad Elektronenstrahlbestrahlung; Durasul®: 9,5 Mrad Elektronenstrahlbestrahlung; XLPE: 10 Mrad Gammastrahlung), war die Verbesserung der verschiedenen Implantate hinsichtlich ihrer Standzeit nahezu gleich. Im Vergleich zu gewöhnlichem UHMWPE ergab sich bei allen hochvernetzten Polymeren eine erhebliche Verlängerung der Standzeit der Implantate. Zahlreiche Studien aus dem letzten Jahrzehnt wiesen in der vergleichenden Bewertung zwischen HXLPE und UHMWPE eine deutlich vermehrte Abriebfestigkeit der hochvernetzten Inlays nach. HXLPEs der ersten Generation wie Marathon™ (DePuy, Warsaw, IN, USA) (Engh et al., 2012; Bedard et al., 2014; Greiner et al., 2015; Hanna et al., 2016), Longevity® (Zimmer, Warsaw, IN, USA) (Johanson et al., 2012; Babovic und Trousdale, 2013; Glyn-Jones et al., 2015), Durasul® (Zimmer) (Garcia-Rey et al., 2013) und XLPE (Smith & Nephew (S & N), Memphis, TN, USA) (Karidakis und Karachalios, 2015; Tsukamoto et al., 2017; Devane et al., 2017) zeigten 10 Jahre nach der Operation für diese hochvernetzten Polymere eine im Vergleich zu UHMWPE überlegene Verschleißfestigkeit.

Im eigenen Krankengut wurden bei der Revision im Fall des kompletten Pfannenwechsels nur noch hochvernetzte PE-Inlays in Kombination mit der Tantal- oder Trilogy®-Pfanne verwendet. Ein Hauptproblem bei der Verwendung dieser hochvernetzten Inlays stellt ihre höhere Sprödigkeit und die damit verbundene geringere Resistenz gegen eine Materialermüdung dar, welche sich als Diskonnektion des Inlays, Rißbildung und Bruch manifestieren kann (Schroder et al., 2011; Cole et al., 2002; Baker et al., 2003; Bradford et al., 2004).

Ein weiteres Problem stellt die biologisch aktive und damit osteolytisch wirksame Partikelgröße von hochvernetzten Inlays dar, welche vom Submikronbereich bis hin zu 2 mm reichen kann (Hailey et al., 1996; Endo et al., 2002).

Schmalzried und Mitarbeiter fanden in den aus der Nähe von Hüftprothesen entnommenen Proben abgerundete Polyethylenpartikel, die entweder als unter einem  $\mu$  große, abgeflachte Körnchen oder als 1 bis 2 mm große, grob kugelförmige Perlen mit einer unregelmäßig strukturierten Oberfläche vorlagen (Schmalzried et al., 1997).

Die Größe der Abriebpartikel und die von ihnen ausgehende Makrophagenreaktion mit Entzündung und Osteolyse am interface war abhängig von der Art des Polymers. Konventionelles und hochvernetztes Polyethylen unterschieden sich hinsichtlich der Dimension der Abriebpartikel und deren biologischer Wirkung erheblich (Kurtz et al., 2011).

Green berichtete, dass das Volumen und die Größe der Partikel Faktoren sind, welche die Makrophagen unterschiedlich aktivieren können. Die biologisch aktivsten Partikel lagen im phagozytischen Größenbereich von 0,3 bis 10  $\mu\text{m}$  (Green et al., 1998).

Die größte Makrophagenstimulation mit der Folge von periimplantären Osteolysen ging demnach von Abriebpartikeln mit einer Größe von unter 0,5  $\mu\text{m}$  aus. (Green et al., 1998; Green et al., 2000; Ingram et al., 2004; Illgen et al., 2008).

Diese Partikelgröße war vermehrt beim Abrieb von hochvernetzten Polymeren zu erwarten (Endo et al., 2002).

Die höhere immunmodulatorische Wirkung von Partikeln, die aus XL UHMWPE stammten, wurde jedoch verringert und kompensiert durch die im Vergleich zu konventionellem UHMWPE weitaus geringere Abriebrate der hochvernetzten Polymere (Galvin et al., 2006).

Osteolysen traten bei hochvernetzten Polyethylenen mit einer Inzidenz von 9,7 % auf. Bei Verwendung von konventionellem PE lag die Rate der auftretenden Osteolysen mit 23,8 % im Vergleich deutlich höher (Kuzyk et al., 2011).

Im eigenen Krankengut wurde seit 1986 Sulene<sup>®</sup> als UHMWPE (ISO 5834-1/-2) für die Inlays der primär eingesetzten HG-II-Pfannen und später auch für die double socket-Technik (Sulene<sup>®</sup> low profile in Tivanium<sup>®</sup>-Halbschale zementiert) verwendet. Sulene<sup>®</sup>-PE wird aus kalziumstearat-freiem, gepresstem Halbzeug spanabhebend hergestellt und seit 1986 unter Stickstoffatmosphäre gammasterilisiert. Sulene<sup>®</sup>-PE-Pfannen sind zeitlich nur begrenzt im Hospital lagerungsfähig.

Durasul<sup>®</sup> ist ein Polyethylen, das durch Elektronenbestrahlung hochvernetztes wird und anschließend einem Aufschmelzprozess unterzogen wird. Diese thermische Behandlung führt zur Absättigung freier Radikale und verhindert somit die Oxidation und Delamination. Die sehr hohe Abriebfestigkeit basiert auf der hochvernetzten Struktur. Produkte aus Durasul<sup>®</sup> werden mittels Ethylenoxid (EtO) sterilisiert.



Die Indikation zur Verwendung dieser Pfanne, die etwa siebenmal teurer als die Sulene<sup>®</sup>-Variante ist (Durasul<sup>®</sup> Flachprofil-Pfanne 396 Euro, Sulene<sup>®</sup> Flachprofil-Pfanne 57,20 Euro) wurde weniger unter dem Gesichtspunkt des noch zu erwartenden Lebensalters als vielmehr des noch vorhandenen Aktivitätslevels gestellt. Die Bestimmung des Aktivitätslevels durch einen pedomedrischen Belastungsnachweis hatte ergeben, dass der abriebbedingte Verschleiß eine unmittelbare Folge der Belastung und nicht der Standzeit war (Schmalzried et al., 2000).

Im eigenen Krankengut wurden, mit Ausnahme von zwei Fällen mit einem Durasuleinsatz, alle Primäreingriffe und double socket-Versorgungen mit Inlays aus den nicht hoch vernetzten Polyethylenen durchgeführt. Die Rate der periazetabulären Osteolysen schlug sich in der azetabulären Schadensklassifikation nach Paprosky nieder. Dabei wurden bei einer durchschnittlichen Standzeit von 20,1 Jahren vor der Revisionsoperation 25 Fälle der Schadensklasse Paprosky I (47,1 %), 8 Fälle der Paprosky II a (15,1 %), 2 Fälle Paprosky II b (3,8 %), 13 Fälle Paprosky II c (24,8 %), 3 Fälle Paprosky III a (5,7 %) und 2 Fälle Paprosky III b (3,8 %) zugeordnet. Vergleiche mit anderen Studien mit einem Gesamtklientel, welches klinisch auffällige und unauffällige Verläufe darstellte, boten sich nicht an. Die in dieser Arbeit untersuchten Fälle stammten sämtlich aus revisionsbedürftigen Verläufen mit unterschiedlicher Ausprägung des periazetabulären osteolytischen Schadens.

Bei der Entstehung der Osteolysen im eigenen Klientel war neben dem Verschleiß der Gleitpaarung von UHMWPE-Inlay und Metallkopf auch die Eigenart der Kernschale zu berücksichtigen, deren Konstruktionsmerkmale zu einer erheblichen Verstärkung des Abriebes führten. Die entlang des Pfannenrands ausgerichteten Verankerungszähne (tines) waren nicht stabil genug, um den Rotations- und Scherkräften auf Dauer standhalten zu können. Vielfach rieben sie ab und lagen als metallotischer Debris am Pfannenrand. Das allmählich instabile Inlay wurde an der nicht polierten Innenseite der Kernschale aufgerieben (backside wear). Die zahlreichen, nicht verschleißbaren Fixationslöcher der Kernschale ließen die Abriebpartikel ungehindert in die Polregion abwandern, sodass, von dort sich ausdehnend, in vielen Fällen eine große Osteolyse im Becken entstand. Diese Erkenntnisse führten in der Nachfolgeneration der heute in hoher Frequenz implantierten Trilogy<sup>®</sup> Hüftpfanne zu entscheidenden Veränderungen.

Ein neuer, ringförmiger Verschlussmechanismus gewährleistete einen festen Sitz des Inlays. Die Fixationslöcher der Schrauben wurden auf nur noch drei Löcher reduziert, um den Weg der Abriebpartikel zum knöchernen Wirtslager zu minimieren. Die Pfanneninnenfläche wurde poliert, um den Abrieb zwischen Hüftpfanne und Inlay (backside wear) zu verringern. Mit Einführung der Trilogy®-Kernschale kamen hochvernetzte Polyethylene (Longevity®) zum Einsatz, die gegen den Abrieb der Gleitpaarung deutlich resistenter waren.

#### 4.3 Die kontroverse Einstellung zur Indikation des double socket-Verfahrens

Die heutzutage noch propagierte double socket-Technik mit Einzementierung eines PE-Inlays in eine festsitzende Metallschale hat nur noch eine beschränkte Indikation, da Original-Inlays mit hoher Abriebfestigkeit für nahezu alle neueren zementfreien Pfannenmodelle zur Verfügung stehen. Ist jedoch der Verankerungsmechanismus des Inlays zerstört worden oder können bei einem nicht mehr auf dem Markt befindlichen Pfannenmodell keine Ersatzinlays mehr hergestellt werden, so stellt die zementierte Version unter bestimmten Voraussetzungen eine schonende und wenig aufwendige Alternative dar. Sie bietet sich insbesondere für die meist hochbetagten und gefährdeten Menschen an, die sich oftmals vor über zwei Jahrzehnten der Primärimplantation unterzogen hatten und sich nun im letzten Lebensabschnitt mit den abriebinduzierten Problemen der damals noch nicht hochvernetzten Kunststoff-Inlays konfrontiert sehen. Die double socket-Technik wurde in den letzten 20 Jahren äußerst kontrovers diskutiert. In der Indikationsstellung bestand häufig Uneinigkeit darüber, ob eine zuverlässige Langzeitstandfestigkeit des Gesamtkonstrukts für die weiter zu erwartende Lebenszeit gewährleistet war. Die vergleichsweise hohe Rate der Luxationen veranlasste einige Operateure zum sofortigen Austausch der gesamten Pfanne, um durch eine Neupositionierung des Implantats die Luxationsstabilität zu erhöhen. Ebenso wurden höchst unterschiedliche Vorschläge zur intraoperativen Strategie gemacht.

Maloney et al. führten 1997 erstmals die Kombination der double socket-Technik mit Ausräumen der periazetabulären Osteolysen und einem Knochenaufbau durch (Maa et al., 1997). Sie berichteten über gute mittelfristige Ergebnisse der Methode, sahen aber

gerade bei kleineren Pfannen als limitierenden Faktor das Fehlen eines passgerecht einzuzementierenden Inlays in die festsitzende kleindimensionierte Metallschale.

Springer et al. berichteten über eine kleine Fallzahl von 16 Patienten im Zweijahresverlauf. Neben einer Luxation waren die Komplikationen gering, sodass die Autoren der double socket-Technik gegenüber der kompletten Pfannenentfernung wegen des günstigeren Knochenerhalts den Vorzug gaben (Springer et al., 2003).

Beaulé et al. konnten zeigen, dass die Überlebensrate von in der double socket-Technik versorgten Hüftpfannenkomponenten einschließlich einer periazetabulären Knochenaugmentation bei 98,7 % nach fünf Jahren und 93,5 % nach zehn Jahren lag. Keine Hüfte zeigte ein Wiederauftreten oder eine Ausdehnung der periazetabulären Osteolysen. Lediglich die Luxationsrate betrug 16 % (14 von 90 Fällen). Die Autoren folgerten daraus, dass die Belassung einer stabilen, zementfreien Hüftgelenkpfannenkomponente dann gerechtfertigt war, wenn bei diesem Pfannentyp bereits eine lange Standzeit nachgewiesen worden war. Ebenso bestand auch bei Vorliegen von periazetabulären Osteolysen keine Kontraindikation zum Erhalt der Pfannenkernschale, wenn die Knochendefekte ausgeräumt und ein geeigneter Knochenersatz gewährleistet war (Beaulé et al., 2003).

Die gleichen Autoren sahen später nach wie vor bei Anwendung dieser Technik eine gute Indikation. Voraussetzung aus ihrer Sicht war ein passgerechter Durchmesser von Inlay und Kernschale. Bei einer Luxationsrate von 22 % sollte die Indikation nicht auf solche Fälle erweitert werden, bei denen bereits im Vorfeld eine oder mehrere Luxationen aufgetreten waren (Beaulé et al., 2004).

Yoon et al. fanden 4 Jahre nach Einzementieren von 39 Inlays in eine festsitzende Pfanne nach einer Beobachtungszeit von knapp 3 Jahren eine einzige Ablösung des zementierten Inlays von der Metallschale. Sämtliche anderen Verläufe waren radiologisch und klinisch unauffällig. Die Autoren bewerteten die Methode als knochensparend und wenig belastend (Yoon et al., 2005).

Restrepo et al. wiesen 2009 nach der Studie von 67 double socket-Verläufen darauf hin, dass ihre Ergebnisse zufriedenstellend waren. Die Patienten sollten jedoch über eine Versagensrate von 10 % bei dieser Technik aufgeklärt werden. Kontraindikationen waren aus ihrer Sicht eine Schädigung der Metallschale durch den perforierten Metallkopf und eine Fehlstellung der Pfanne (Restrepo et al., 2009).

Espinos-Ruiz et al. befürworteten die Methode, da sie gute mittelfristige Ergebnisse bei geringer Belastung der Patienten sahen (Espinos-Ruiz et al., 2015).

Über gute mittelfristige Ergebnisse in 23 mit der double socket-Technik versorgten Fällen ohne Komplikationen berichteten Wang und Mitarbeiter 2010. Nach 6 Jahren waren weder Luxationen noch neue Osteolysen aufgetreten (Wang et al., 2010).

Walmsley et al. befürworteten grundsätzlich das Einzementieren von Inlays in eine festsitzende Hüftpfanne. Ihre Befunde deuteten jedoch darauf hin, dass mit der Verwendung von hochvernetzten Inlays mit geringerer Wanddicke der Einsatz von größeren Hüftköpfen möglich war. Die erhöhte Luxationsgefahr konnte im eigenen Krankengut deutlich verringert werden (Walmsley et al., 2017).

Zu ähnlich positiven Ergebnissen nach Anwendung der double socket-Technik kamen Adelani und Mitarbeiter. Unter der Verwendung von hochvernetzten Inlays in einer korrekt positionierten Pfanne sank die Komplikationsrate deutlich (Adelani et al., 2014).

2011 berichteten Koh und Mitarbeiter in einer vergleichenden Studie von 80 Patienten (35 Fälle mit isoliertem Austausch des Inlays und 45 Fälle mit komplettem Pfannenwechsel) über nahezu gleiche Ergebnisse in beiden Gruppen. Der Grad einer Osteolyseprogression, die Zahl von Komplikationen und der postoperative klinische Befund unterschieden sich in beiden Gruppen nicht (Koh et al., 2011).

Su wies 2010 nach, dass sich die Zahl der Revisionsoperationen hinsichtlich der Geschlechterverteilung nicht signifikant unterschied. In der Gruppe der vollständigen Pfannenwechsel war jedoch der Anteil der Frauen mit 60 % deutlich höher als in der Gruppe mit isoliertem Wechsel des Inlays. Dieser Sachverhalt fand seine Erklärung darin, dass Frauen bei der Primäroperation wegen des kleineren Azetabulums zwangsläufig mit kleineren Hüftpfannen versorgt worden waren. Bei der Revisionsoperation war es dann nicht möglich, die kleinsten Inlays in die verbliebene Kernschale so einzupassen, dass sie von einem ausreichend kräftigen Zementmantel umgeben waren (Su, 2010).

In einer Studie von Maloney et al. hatten sich 35 Patienten einer Revisionsoperation mit isoliertem Inlaywechsel unterzogen. In ca. 60 % der Fälle wurden die periazetabulären Osteolysen ausgeräumt und der knöcherne Aufbau mit Fremdspongiosa durchgeführt. Nach einer Beobachtungszeit von durchschnittlich 3,3 Jahren war ein Drittel der Osteolysen mit und ohne Knochenersatz nicht mehr nachweisbar. Die nicht behandelten Osteolysen waren regredient. Aufgrund dieser Studie wurde die double socket-Technik

empfohlen, wenn die Pfanne stabil knöchern eingebunden war. Auf die Notwendigkeit von längerfristigen Nachkontrollen wurde hingewiesen, da nach Ansicht der Autoren die Gefahr bestand, dass sich osteolytische Granulome im Laufe vieler Jahre sehr langsam weiterentwickeln konnten (Maloney et al., 1997).

In einer aktuellen, umfassenden Darstellung der Pathophysiologie von Osteolysen nach Hüftgelenkersatz und einer Analyse und Bewertung der bisherigen Behandlungsmöglichkeiten und Ergebnisse zeigten Sheth et al. deutlich auf, dass sich die Revisionschirurgie, bei festsitzenden Hüftpfannen mit guter Positionierung und vorhandenen Ersatzteilen für die Gleitpaarung, auf den alleinigen Wechsel der Gleitpaarung und die Beseitigung der Osteolysen beschränken sollte. Wenn der Partikelgenerator beseitigt war und die Knochendefekte mit den heute möglichen Knochenaugmentationen behandelt wurden, trat ein stabilisierender Verknöcherungsprozess ein. Kleinere Osteolysen zeigten keine Progredienz mehr (Sheth et al., 2019).

Bidar et al. (2007) konnten in einer vergleichenden Studie nachweisen, dass der alleinige modulare Austausch eines Inlays die Operationszeit und den stationären Aufenthalt deutlich verkürzten. Die Luxationsrate sowie die Lockerung des modularen Inlays aus der Kernschale war hoch. Nach einer Beobachtungszeit von 7 Jahren jedoch bestand zwischen den Behandlungsgruppen kein Unterschied mehr. Auf vorhandene Osteolysen hatte der alleinige Inlay-Austausch keinen Einfluss, sodass die Autoren eine Ausräumung der Osteolysen mit Knochenaugmentation empfahlen.

In einer vergleichenden Verlaufsstudie bestimmten Terefenko und Mitarbeiter die Abriebrate 7,9 Jahre vor dem Inlay-Austausch und 6,2 Jahre nach dem Eingriff. Osteolysen waren während des Inlay-Austauschs ausgeräumt worden. Die Untersucher konnten einen deutlichen Rückgang der Abriebrate messen. Es kam ebenfalls zur Größenabnahme der azetabulären und femoralen Osteolysen, sodass keine Implantatlockerungen zu verzeichnen waren (Terefenko et al., 2002).

Die Ergebnisse der double socket-Technik in der Behandlung von fehlpositionierten, aber knöchern fest integrierten Pfannen bei Patienten mit hoher Komorbidität (ASA III und IV) als einer Ausnahmeindikation stellten Su und Mitarbeiter im Jahre 2017 in einer Studie mit einer durchschnittlichen postoperativen Beobachtungszeit von 5,1 Jahren vor. Trotz teils grotesker Fehlstellungen der Pfannen konnte das zementierte Inlay die Fehlposition

ausgleichen. Die perioperative Belastung der hochgefährdeten Patienten war tolerabel und im vorliegenden Beobachtungszeitraum wurden weder Implantatlockerungen noch Luxationen beobachtet (Su et al., 2017).

Um die weniger invasive double socket-Technik und ihre Rechtfertigung bei der Altersgruppe mit hohem Risikoprofil zu überprüfen, wurden Studien hinsichtlich der perioperativen Belastbarkeit im Rahmen der Hüftwechselprothetik der hochbetagten Patienten erstellt. Parvizi et al. (2007) verglichen die Ergebnisse der Hüftwechselprothetik bei über 80-jährigen Patienten mit einer Kontrollgruppe von Patienten, die unter 70 Jahre alt waren. Die perioperativen Komplikationen lagen bei der Altersgruppe über 80 Jahre bei 22,4 %, die der Kontrollgruppe bei 15,3 %. Die guten klinischen Ergebnisse rechtfertigten aus Sicht der Autoren auch ausgedehnte und sehr invasive Eingriffe in der Hüftwechselprothetik in dieser Altersgruppe, wenn auch nach durchschnittlich 5,3 Jahren bereits 58,8 % der Patienten verstorben waren. In der jüngeren Kontrollgruppe betrug die Sterberate im gleichen Zeitraum 7,1 %.

Lübbecke et al. kamen zu ähnlichen Ergebnissen hinsichtlich der perioperativen Komplikationen nach Hüftrevisionseingriffen. Die Gruppe der Patienten über 80 Jahre zeigte eine perioperative Komplikationsrate von 23,8 %, die der Gruppe unter 80 Jahren lag bei 6,2 %. Die Mortalitätsrate von 5% und die postoperative Frakturrate von 9,5 % lag jedoch deutlich höher als in der Kontrollgruppe, bei der eine 90-Tage-Mortalität von 0 % und eine Frakturrate von 2,5 % vorlag (Lübbecke et al., 2012).

Strehle und Mitarbeiter konnten einen Zusammenhang von perioperativen Komplikationen und der ASA - Klassifikation nachweisen. Von 53 Patienten der über 80-Jährigen verstarben 3 Patienten (6%) postoperativ im Hospital. Weitere 30 % starben nach durchschnittlich 25 Monaten postoperativ. Die Hauptkomplikationen traten nur bei den Hochrisikopatienten der ASA 3 Gruppe auf (Strehle et al., 2000).

Haidukewych sah in der kompletten Revision einer festsitzenden Pfanne einige Vorteile. Nach Entfernung einer Pfanne war das Debridement mit Ausräumen der Osteolysen und einer exakt platzierbaren Knochenaugmentation im Knochenlager mit einem besseren Überblick möglich. Die Verwendung eines neueren Implantats mit allen Möglichkeiten der modular verfügbaren Inlays war insbesondere bei drohender Instabilität möglich. Zudem konnte das neue Pfannenimplantat zur Verbesserung der Hüftstabilität in seiner Anteversion und Inklination entsprechend positioniert werden. Hinsichtlich der Belastung

eines festsitzenden Implantats mit Einbringen eines Inlays sahen die Autoren enge Grenzen der Indikation. Die Pfanne sollte eine hohe Stabilität und eine adäquate Stellung aufweisen. Die Größe der Pfanne musste zudem ein Inlay mit größerem Innendurchmesser aufnehmen können, um mit einem größeren Hüftkopf die Hüftstabilität zu verbessern. Diese Kriterien schränkten die Indikation gerade bei älteren Pfannentypen ein, bei welchen modulare Inlays nur noch durch eine aufwendige Einzelherstellung zu erhalten waren (Haidukewych, 2012).

Obwohl die Methode der Belassung des Pfannenimplantats hinsichtlich der Invasivität und Belastung der Patienten deutliche Vorteile hatte, gab es dennoch viele kontroverse Diskussionen und gegenteilige Meinungen zur Strategie der double socket-Technik und ihrer Alternativen.

So untersuchten Talmo et al. 128 Fälle mit knöchern gut fixierten Harris-Galante-II-Pfannen mit einer Beobachtungszeit von mindestens 2 Jahren. Drei Behandlungsgruppen wurden vergleichend untersucht. Von den Hüften, die bei der Revision nur einem isolierten, modularen Austausch des Inlays unterzogen wurden, erforderten 14 Hüften (25 %) eine erneute Revision der Hüftgelenkpfannenkomponente. In 8 Fällen lag eine Lockerung des Inlays vor. In 3 Fällen kam es zu einem erneuten abriebbedingten Verschleiß mit Osteolysen. In 2 Fällen kam es zur Hüftluxation und in einem Fall zu einer aseptischen Lockerung der Hüftpfanne.

In der Gruppe, die sich einem kompletten Wechsel des festsitzenden Implantats mit Reimplantation einer neuen Hüftpfanne unterzogen hatte, wurde in 4 Fällen (15 %) eine erneute Revision, wegen einer Luxation und einer aseptischen Lockerung in jeweils 2 Fällen, erforderlich.

In der Behandlungsgruppe, die in der double socket-Technik ein neues, in die erhaltene Kernschale einzementiertes, Inlay erhielt, mussten 6 Hüften (27 %), wegen einer Luxation in 4 Fällen und einer aseptischen Pfannenlockerung in 2 Fällen, revidiert werden. Die Untersucher gaben aufgrund dieser Ergebnisse dem kompletten Pfannenwechsel gegenüber dem alleinigen Austausch des Inlays, in modularer oder zementierter Technik, den Vorzug (Talmo et al., 2011).

Die hohe Luxationsrate von 15,8 % nach alleinigem Austausch des Inlays in 82 Fällen von fest verankerten zementfreien Pfannen führte zur kritischen Hinterfragung des Vorgehens (Dammerer et al., 2020).

Insgesamt ergaben sich wegen des oft äußerst heterogenen Patientenlientels keine einheitlichen Ergebnisse, die eine solide Entscheidungsfindung für oder gegen das double socket-Verfahren ermöglichten. Die Verwendung unterschiedlicher Pfannenimplantate und unterschiedlicher Operationstechniken, sowie die in einigen Studien vorliegenden kurzen Standzeiten mit oft niedrigen Fallzahlen ließen zudem eine einheitliche, längerfristige Prognose nicht zu.

#### 4.4 Die Indikationsstellung zur double socket-Versorgung im eigenen Klientel

Im eigenen Patientenlientel ergaben die Standzeiten der Hüftpfanne bis zur ersten Wechseloperation, aber insbesondere die Standzeiten nach Versorgung mit der double socket-Technik, Auskunft über die Standfestigkeit des Pfannenimplantats und seiner speziellen Titannetzbeschichtung. Nach einem Zeitintervall von durchschnittlich 16,2 Jahren zwischen der Primäroperation und dem ersten Revisionseingriff konnte die Harris-Galante-Pfanne in 21 Fällen (39,6 %) in situ belassen werden. Die osteotrope Kontinuumbeschichtung hatte den abriebinduzierten Osteolysen standgehalten. Mit dem alleinigen Wechsel des Inlays unter Belassen der Pfanne verlängerte sich deren Standzeit weiter bis zum kompletten Austausch des Pfannenkonstrukts. Gemessen am Gesamtklientel aller 53 Standzeiten erreichte die HG-II-Pfanne eine durchschnittliche Gesamtstandzeit von 20,1 Jahren.

Die Gesamtstandzeit der Kernschale ergab sich demnach aus der Zeit bis zum erforderlichen ersten Pfannenwechsel von 32 Implantaten und der zusätzlichen Standzeit der 21 Implantate, bei welchen die Kernschale belassen worden war. Deren Standzeit reichte vom Zeitpunkt der double socket-Versorgung bis zum endgültigen Implantatversagen und dem Wechsel auf eine Revisionspfanne.

5 Fälle (23,8 % der 21 double socket-Versorgungen) waren bis zum Zeitpunkt der Untersuchung 2018 klinisch und radiologisch unauffällig. Ihre durchschnittliche Standzeit betrug 8,8 Jahre.

6 Fälle (28,5 % der 21 double socket-Versorgungen) waren bis zum Zeitpunkt des Todes klinisch unauffällig. Ihre durchschnittliche Standzeit betrug 7,33 Jahre.



10 Fälle (47,6 %) mussten sich einer Revisionsoperation mit kompletter Entfernung des double socket-Konstrukts unterziehen. Bei diesen 10 Versagerfällen (47,6 %) betrug die Standzeit des double socket-Konstrukts bis zum kompletten Pfannenwechsel auf eine Revisionspfanne durchschnittlich 6,7 Jahre. Somit war das operative Vorgehen der double socket-Technik bei einer Standzeit von knapp 9 Jahren nur in 52,3 % der Fälle erfolgreich.

Die 10 Versagerfälle hatten zum Zeitpunkt der erforderlichen kompletten Wechseloperation bereits ein Durchschnittsalter von knapp 75 Jahren und einen durchschnittlichen ASA-Wert von 2,4 erreicht. Die durchschnittliche Operationszeit des kompletten Wechsels des double socket-Konstrukts auf eine Revisionspfanne mit aufwendiger Knochenaugmentation und einem Hb-Abfall von 4,58 g/dl mit der Notwendigkeit des Blutersatzes in allen Fällen, (6 Fälle intraoperativ, 4 Fälle im späteren stationären Verlauf) betrug für das hochbetagte Klientel 110 Minuten und stellte eine enorme Belastung dar. Auch wenn sich im eigenen Klientel die allgemeinen Risiken bei der Operation von hochbetagten Patienten/-innen nicht verwirklicht hatten, so stellte der Eingriff dennoch ein erhebliches Risiko dar. Die durchschnittliche stationäre Verweildauer bei diesen Patienten/-innen lag bei knapp 15 Tagen und war Ausdruck der nur allmählichen und deutlich verzögerten postoperativen Erholung. 7 Fälle zeigten später einen postoperativ unauffälligen Verlauf bei einer Durchschnittsstandzeit von 5,57 Jahren bis zum Untersuchungszeitpunkt.

3 Fälle verstarben nach einer durchschnittlichen Standzeit der Revisionspfanne von 4 Jahren.

Die Wechseloperation von einem double socket-Konstrukt auf eine zementfreie Revisionspfanne war somit in allen 10 Fällen erfolgreich und bisher ohne weitere Komplikationen.

Wurde hingegen der Vergleich mit dem Patienten Klientel gezogen, welches sich bereits bei der ersten Revisionsoperation einem sofortigen Wechsel unterzogen hatte (32 Fälle), so ergaben sich Unterschiede des klinischen Zustands der Patienten/-innen und ihrem perioperativen Verlauf. Zum Zeitpunkt der ersten Revisionsoperation mit sofortigem kompletten Pfannenwechsel waren die 32 Patienten/-innen mit einem Durchschnittsalter

von 72,1 Jahren zwar nur 3 Jahre jünger, ihr Risikoprofil hingegen war mit einem durchschnittlichen ASA-Wert von 2,15 niedriger.

Die Operationszeit lag bei knapp 85 Minuten und war damit 25 Minuten kürzer als die bei der Revision der double socket-Konstrukte mit Wechsel auf eine Revisionspfanne erforderlichen Operationszeit. Der Hb-Abfall war mit 3,79 g/dl um knapp 1 g/dl geringer. Der stationäre Aufenthalt von 13,67 Tagen lag um 1,3 Tage kürzer. Wenn auch zunächst die Unterschiede als nicht so gravierend erschienen, so zeigten sich im postoperativen Langzeitverlauf hingegen erhebliche Unterschiede gegenüber dem Klientel der sekundär gewechselten double socket-Konstrukte. 13 Fälle (ein Fall ging verloren) zeigten bis zum Zeitpunkt der Untersuchung, bei einer bis dahin durchschnittlichen Standzeit der Revisionspfanne von 4,69 Jahren, einen unauffälligen Verlauf.

18 Fälle mit ehemals sofortigem kompletten Pfannenwechsel zeigten ebenfalls einen unauffälligen Verlauf bis zum Tod mit einer durchschnittlichen Standzeit des Revisionsimplantats von 7,67 Jahren.

Somit war das operative Vorgehen des primären kompletten Pfannenwechsels bei einer Standzeit von bis zu knapp 8 Jahren in 100% der Fälle erfolgreich.

Zum Vergleich mit den Ergebnissen der sofortigen Wechseloperation mit komplettem Austausch der Hüftpfanne waren die Befunde anlässlich der primären double socket-Versorgung mit Belassen der Kernschale heranzuziehen. Das Alter der Patienten/-innen zum Zeitpunkt der ersten Revision, die entweder in Form der double socket-Technik oder als kompletter Pfannenwechsel auf eine TM<sup>TM</sup>-Tantal-Revisionspfanne erfolgte, betrug im Durchschnitt 72,1 Jahre. Anlässlich der Zweitoperation, die als double socket-Versorgung oder als kompletter Wechsel erfolgte, lag der ASA-Wert im Durchschnitt bereits bei 2,15. Die Operationsdauer von 64 Minuten war bei dem double socket-Verfahren im Vergleich zum sofortigen Pfannenwechsel ( $\mu = 85$  min) um etwa 20 Minuten kürzer und auch der Hb-Abfall fiel um 1,3 g/dl geringer aus. Desgleichen war die stationäre Verweildauer nach der double socket-Versorgung um 1,5 Tage kürzer.

Wurden nun die klinischen Befunde der beiden operativen Techniken eines primären kompletten Pfannenwechsels und der double socket-Versorgung miteinander verglichen, so fielen die Ergebnisse für das double socket-Verfahren etwas günstiger aus. Die unterschiedlichen Befunde waren jedoch nicht so stark ausgeprägt, dass sie die alleinigen

Kriterien für die Bevorzugung einer der beiden Operationsverfahren für ein älteres Klientel sein konnten. Sämtliche Operationsberichte ließen erkennen, dass für die Wahl des operativen Vorgehens die Verhältnismäßigkeit von invasivem Knocheneingriff und reinem Weichteileingriff bedacht werden musste. Insbesondere bei der ehemaligen Primärimplantation von kleinen Pfannen war bei der späteren Revision davon auszugehen, dass die azetabuläre Restsubstanz bei einem sofortigen Wechsel eines festsitzenden Pfannenimplantats gefährdet war. Die in situ-Abschätzung des möglichen iatrogenen Knochenschadens mit der Folge von aufwendigen Knochenaugmentationen und die Abwägung der Verhältnismäßigkeit zwischen invasivem Knocheneingriff und reinem Weichteileingriff hinsichtlich eines Dauererfolgs beider Verfahren gab im eigenen Patientenklientel seinerzeit den Ausschlag, die älteren, gefährdeten Menschen mit dem weniger belastenden double socket-Verfahren zu versorgen.

Weiterhin hatte die Kernschale selbst mit ihrer dreidimensionalen Titandrahtbeschichtung in ihrer Funktion als Primärimplantat und als späterer Träger der double socket-Konstruktion eine Gesamtstandzeit von durchschnittlich 20,1 Jahren. Dieses Ergebnis rechtfertigte die Zuordnung der HG-II-Pfanne zu den Pfannenimplantaten mit Langzeitbeständigkeit und verlässlichen klinischen Ergebnissen. Daher erfüllte dieser Sachverhalt ein Kriterium zur erfolgreichen Verwendung des Implantats im double socket-Verfahren. In den insgesamt 21 von 53 Fällen wurde daher nach einer Entscheidung in situ das weniger belastende Operationsverfahren angewendet.

In der Gegenüberstellung der beiden Verfahren war der postoperative, weitere Verlauf des sofortigen kompletten Pfannenwechsels über eine Standzeit von knapp 8 Jahren in allen Fällen komplikationsfrei, während bei den mit der double socket-Technik versorgten Patienten/-innen im Zeitraum von 6,7 Jahren eine Versagerquote von 47,6 % vorlag. In der Folge wurde ein dritter und deutlich mehr belastender Eingriff erforderlich.

Unter Abwägung dieser Ergebnisse sollte der Schwellenwert für die Indikation einer double socket-Versorgung sehr hoch angesetzt werden. In unsicheren Fällen mit nicht vorhersagbarer Lebenserwartung und nicht sicher einschätzbarem Aktivitätsniveau sollte bevorzugt die Indikation zum primären kompletten Pfannenwechsel gestellt werden.

Etwa 50 % der Versagerfälle nach double socket-Versorgung hatten trotz Entfernung des Partikelgenerators im späteren Verlauf eine aseptische Pfannenlockerung entwickelt. Der Einfluss der später destabilisierenden linearen Osteolysen auf das interface war demnach

weder radiologisch noch intraoperativ bei der ersten Revisionsoperation sicher einschätzbar gewesen. Im Falle eines primär kompletten Pfannenwechsels hingegen entfiel dieser Unsicherheitsfaktor. Nach sofortiger Entfernung des Implantats war die azetabuläre knöcherne Situation gut beurteilbar. Nach Ausräumung von osteolytischen Granulomen und Anfrischen des Pfannengrundes, mit oder ohne Knochenaugmentation, und einer frei einstellbaren Pfannenposition war die Grundlage für eine erneute Osseointegration gegeben. Der knöcherne Einwuchs gelang in allen Fällen des primär erfolgten kompletten Pfannenwechsels.

Die Verwendung der heutzutage sehr abriebresistenten Gleitpaarungen mit hochvernetzten Kunststoffinlays verschiebt das Problem der abriebinduzierten periimplantären Osteolysen zunehmend mehr in die Altersgruppe der hochbetagten Menschen. Daher ist in diesen Fällen zunächst mit linearen Osteolysen und nur mäßig ausgeprägten femoralen Begleitosteolysen zu rechnen. Zur Verlaufskontrolle und zur Bestimmung des richtigen Zeitpunkts einer Intervention oder eines noch vertretbaren konservativen Vorgehens hat die Sicherungsaufklärung zu Röntgenkontrollen auch im hohen Alter schon bei der Primärimplantation die Aufgabe, osteolytische Prozesse radiologisch früh zu erkennen und, falls erforderlich, das mit einem Hochrisiko behaftete Altersklientel einem Eingriff mit geringer Invasivität zuzuführen. In geeigneten Fällen stellt dann das schonende Verfahren des alleinigen Inlaywechsels eine vertretbare Alternative dar. Die im eigenen Klientel nachgewiesene hohe Luxationsrate, die in Übereinstimmung mit den Ergebnissen zahlreicher Studien steht, sollte eine Indikation zum primären Einsatz von Antiluxations-Inlays sein.

#### 4.5 Operationstechnische Problematik des Pfannenwechsels

Die Entscheidung einen alleinigen Inlay- und Kopfaustausch, anstelle einer kompletten Entfernung eines festsitzenden Pfannenimplantats, durchzuführen, bringt für den/die Patienten/-in Vor- und Nachteile. Die Entfernung einer gut fixierten Kernschale birgt das Risiko eines zusätzlichen Knochenverlustes mit unvorhersehbaren und schlagartig auftretenden Verlusten von periazetabulärer Stützsubstanz, die dann einen komplizierten und für die meist hochbetagten Patienten/-innen belastenden Eingriff einer dauerhaften

Implantatfixierung nach sich ziehen. Der Austausch von PE-Liner und Kopf hingegen ist ein weniger umfangreiches Verfahren, bei dem der Partikelgenerator eliminiert wird. Die abriebinduzierte Synovitis und die Osteolyse werden gemindert. Knochendefekte können bei Erhalt des Implantats in gewissem Umfang durch Knochentransplantation nach Fensterung oder durch Schraubenlöcher aufgefüllt werden. Entschließt man sich jedoch zum kompletten Ausbau einer festsitzenden, zementfreien Hüftpfanne, wegen Fehlpositionierung oder intraoperativ nicht sicher einzuschätzender Reststabilität, so waren im eigenen Klientel einige Besonderheiten bei der Entfernungstechnik auffällig. Das Zimmer Explant Acetabular Cup Removal System® (Warschau, Indiana) galt vor 20 Jahren als eine gute Methode zur Entfernung gut fixierter, zementfreier Hüftgelenkpfannen bei gleichzeitiger Minimierung des Knochenverlustes. 2003 wiesen Mitchel et al. erstmals nach, dass der Knochenverlust durch Einsatz dieses Systems im Vergleich zur konventionellen Technik der Pfannenentfernung zu einem geringeren Knochenverlust führte (Mitchell et al., 2003). Zum gleichen Ergebnis kamen Adelani et al. 2016.

Die gekrümmten, rotierenden Klingen mussten in einem festsitzenden Zentriersystem fixiert werden. Im Falle eines Inlayverschleißes standen Ersatzinlays zur Zentrierung des Führungskopfes zur Verfügung. In der Mehrzahl der eigenen Revisionsfälle war der Einsatz des Systems nicht möglich, da der zerstörte Fixationsmechanismus der Pfanne den Einsatz des Zentrierinlays nicht zuließ und somit eine feste radiäre Schnitfführung nicht gewährleistet war. Eine weitere wesentliche Einschränkung des Explant Acetabular Cup Removal Systems musste bei der Entfernung kleiner Pfannen, hier vorwiegend bei Patientinnen, gemacht werden. Die primäre Implantation von kleinen zementfreien Pfannen ließ auf ein nur kleines acetabuläres Knochenlager schließen. Die bedeckende Knochenschicht umfasste die vollhemisphärische Pfanne oft unvollständig, sodass die Äquatorialzone der Pfanne von einer nur dünnen und spröden Knochenschicht umgeben war. Das Explantationssystem trug bei einer Schneidklingendicke von 1,5 mm bei der initialen Einbringung so stark auf, dass es zur Absprengung von Teilen der wichtigen Stützsubstanz kam (Abb. 87). Ähnliche Beobachtungen zur Problematik der kleinen Pfannen hatte Su bereits 2010 veröffentlicht. Trotz eines ausgeglichenen Geschlechterverhältnisses bei der Revisionsoperation lag in seinem Patientenkollektiv die

Rate der vollständigen Pfannenwechsel bei Frauen bei 60 %, die Rate des Pfannenerhalts mit alleiniger Einzementierung eines Inlays hingegen nur bei 40 %. Der Untersucher führte diesen Sachverhalt darauf zurück, dass Frauen bereits bei der Primäroperation wegen eines anlagemäßig kleinen Azetabulums kleinere Pfannengrößen erhalten hatten. Bei der Revisionsoperation konnte dann selbst das kleinste Inlay nicht so eingepasst werden, dass eine ausreichend kräftige Zementummantelung gewährleistet war (Su, 2010).



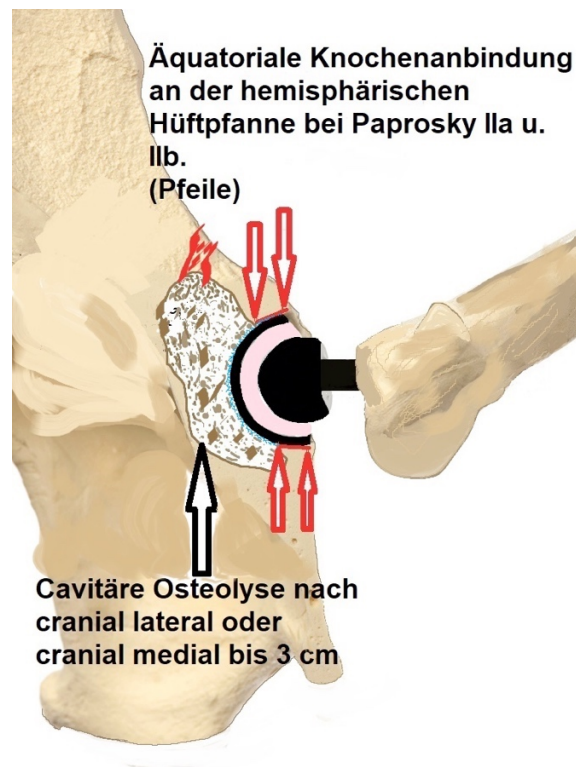
**Abb. 87:** Stark auftragende Schneidklinge des Zimmer Explant Acetabular Cup Removal Systems®

Im eigenen Krankengut zeigten sich in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Su et al. deutliche Größenunterschiede bei den primär implantierten Hüftpfannen zwischen Männern und Frauen. Die 13 Männer wiesen eine durchschnittliche Pfannengröße von 58,77 mm auf, die der 40 Frauen betrug durchschnittlich 52,75 mm, sodass die Pfannengrößen um 6 mm differierten.

In diesen Fällen wurde die Pfannenentfernung mit Hilfe einer Ummeißelung mit speziellen Schwanenhalsmeißeln durchgeführt. Die Schneidklingen dieser Meißel waren sehr schmal und wiesen unterschiedliche Krümmungsradien auf (Abb. 15).

Das intraoperative Vorgehen erfolgte äußerst vorsichtig und so ausgedehnt, dass die Ablösung des Knochens am interface ohne Verlust von anhaftendem Knochen erfolgen konnte.

Das gleiche Vorgehen bot sich bei cavitären Defekten an, wenn die Pfanne nur noch äquatorial über ein kleines Areal knöchern angebunden war (Abb. 88).



**Abb. 88:** Schematische Darstellung operationstechnischer Probleme beim Pfannenwechsel  
Stützende Knochenpfeiler, die nach craniolateral oder craniomedial ausgehende cavitäre Defekte begrenzen, können durch aufragende Meißel abbrechen.

Ein großer, nach craniolateral oder craniomedial bis 3 cm ausgehender cavitärer Defekt war nach der Entfernung einer festsitzenden zementfreien Pfanne einem Schaden Paprosky II a und II b gleichzusetzen. Definitionsgemäß wurde dann eine stadienorientierte operative Strategie erforderlich, wie sie für gelockerte und nach cranial wandernde zementierte Pfannen von Paprosky vorgeschlagen wurde.

Jeder dickere Klingenauftrag konnte hier aus einem gut beherrschbaren „contained defect“ einen segmentalen Defekt provozieren, mit der Folge einer dann sehr aufwendigen Rekonstruktion.

Das radikale Weichteildebridement von ausgedehnten Granulomen mit Ausbildung einer kräftigen Neokapsel infolge von Metall- und Polyethylenabrieb führte zwangsläufig zu einem Rückgang der Weichteilspannung (Abb. 89).



**Abb. 89:** Entfernung von Pfanne und Inlay mit Weichteildebridement

Oben: Entfernung einer HG-II-Hüftpfanne nach Zerstörung des Inlays und der Kernschale nach Metallkopferforation

Unten: Metallotische Weichteilmassen nach radikalem Debridement der verdickten Neokapsel und dem periartikulären Granulationsgewebe

Nach Entfernung des Gewebes und der Neokapsel entstand um das Kunstgelenk ein Hohlraum ohne Weichteilführung. Zur Beurteilung und Wiederherstellung der Gelenkstabilität wurden Probe-Inlays in verschiedenen Winkelstellungen eingebracht und mit verschiedenen Kopfgrößen und Halslängen kombiniert, bevor das neue Inlay einzementiert wurde.



#### 4.6 Die Faktoren der Versagensanalyse nach der double socket-Versorgung in der Revisionsendoprothetik der Hüfte

Die in 10 Fällen erforderliche Zweitrevision mit komplettem Ausbau des double socket-Konstrukts hatte unterschiedliche Gründe.

Hauptgrund des Implantataustauschs war in 6 Fällen die aseptische Lockerung der Kernschale mit Nachweis einer im Zeitintervall von Erst- und Zweitrevision eingetretenen Zunahme des periazetabulären Knochenschadens. Die präoperative radiologische Beurteilung der periazetabulären Osteolysen in einem frühen Stadium nach Paprosky, sowie die intraoperative Einschätzung einer sicheren Pfannenstabilität waren demnach in 60 % der Revisionsfälle keine Garantien für eine im weiteren Verlauf nicht eintretende aseptische Lockerung.

Eine sofortige komplette Pfannenentfernung hätte hier sicher eine genauere Befundung des osteolytisch befallenen knöchernen Pfannenlagers ermöglicht.

In einem einzigen Fall kam es zu einem Versagen der Zementanhaftung an der Kernschale. Der Grund für die Ablösung des Zementmantels war in diesem Fall der ungewöhnliche Bruch der Metallschale, der bei der ehemaligen double socket-Versorgung noch nicht vorlag oder intraoperativ bei der Teilzerstörung der Kernschale nicht zu erkennen war. In sämtlichen anderen 9 Fällen zeigte das double socket-Konstrukt bei der Explantation eine feste und völlig unauffällige Verbindung des zementierten Inlays zur Kernschale hin. Insbesondere zeigten Inlays, die mit einem Überstand von 5 mm in kleine Pfannen einzementiert worden waren, einen festen Verbund mit der Kernschale. Die Zementierung im double socket-Verfahren stellte demnach keine Schwachstelle bei einer dauerhaft stabilen Komponentenfixation dar.

Im Falle einer abriebinduzierten femoralen Begleitosteolyse mit aseptischer Schaftlockerung war die Stabilität der Pfanne unklar, sodass das double socket-Konstrukt im Rahmen eines kompletten Hüftprothesenwechsels entfernt und durch eine Revisionspfanne ersetzt wurde.

In zwei Fällen von kleinen Pfannen kam es zu rezidivierenden Spätluxationen, die konservativ nicht zu beherrschen waren. In beiden Fällen waren kleine 28 mm-Köpfe verwendet worden. In einem dieser Fälle war die biomechanisch ungünstige Kombination eines kleinen Kopfes mit einem langen Kragen bei einem Konus 14/16 verwendet worden.

In dem zweiten Fall hatte der 28 mm-Kopf die obere Zirkumferenz der mit Überstand einzementierten PE-Pfanne zerstört und sich einen craniolateralen Luxationsweg geschaffen. Die Ursache der beiden Luxationen war somit im ersten Fall eine ungünstige Kombination von kleinem Kopf, stark aufragendem Prothesenkragen und einem Konus 14/16. Der Rand des Inlays zeigte Impingementspuren an seiner vorderen, oberen Begrenzung. Wegen der kleinen Pfanne war ein luxationsstabilerer Großkopf bei der ersten Revision nicht einsetzbar gewesen. Eine Konusverkleinerung hätte einen in diesem Fall nicht vertretbaren Wechsel auf einen Schaft mit dem Konus 12/14 erfordert. Im zweiten Fall war die 8 Jahre postoperativ eintretende Spätluxation Folge eines Inlayverschleißes. Zum Zeitpunkt der ersten Revisionsoperation war in Ermangelung von hochvernetzten Inlays ein UHMWPE-Inlay eingesetzt worden, sodass der Prozess des Verschleißes früher eintrat.

Somit ergab die Analyse der 10 Versagerfälle, die 47,6 % des Gesamtklientels ausmachten, in über der Hälfte der Fälle schädliche Faktoren, die im Laufe der Weiterentwicklung der Prothetik vermeidbar wurden. Der in der Frühphase der Prothetik kräftig dimensionierte Schaftkonus 14/16 wurde vollständig durch kleinere Konusgrößen in der Kombination mit Köpfen ohne Halskragenverlängerung ersetzt und verringerte so die Gefahr des Impingements. Für kleine Pfannen standen später hochvernetzte Inlays zur Verfügung, deren Wandstärke geringer ausfiel, sodass auch bei kleinen Kernschalen größere Hüftköpfe zur Erhöhung der Luxationsstabilität verwendet werden konnten. Die abriebbedingten femoralen Begleitosteolysen waren durch mehr abriebresistente Gleitpaarungen zu vermindern. Nach durchschnittlich 6,7 Jahren Standzeit musste angenommen werden, dass die im double socket-Verfahren eingesetzten und noch nicht hochvernetzten Inlays als erneute Partikelgeneratoren den zunächst geringen Osteolyseprozess verstärkt hatten. Unter Berücksichtigung dieser Faktoren wären die Ergebnisse des double socket-Verfahrens zu optimieren. Die auffällig hohe Luxationsrate dieses Verfahrens, die in nahezu allen zugänglichen Studien bestätigt wird, bleibt nach wie vor ein schwer einschätzbarer Risikofaktor. Die Versorgung älterer Menschen mit oft mangelnder Kooperation und Koordination verlangt bei der Durchführung dieses wenig invasiven Verfahrens eine exakte Einschätzung der intraoperativen Stabilität und vorzugsweise das Einbringen von Antiluxationsinlays.

#### 4.7 Die Stabilität des Verbunds von Kernschale und zementiertem UHMWPE-Inlay (CCB Pfanne)

Lange Zeit lagen nur wenige wissenschaftliche Studien vor, die hinsichtlich der Langzeitstandfestigkeit der double socket-Konstrukte und der sie beeinflussenden Faktoren aussagefähig waren. Der langfristige Erfolg oder Misserfolg des Implantatverbunds war kaum vorhersagbar. Insbesondere die Gründe einer späten Lockerung der Hüftgelenkpfannenkomponente nach dem Austausch von PE-Liner und Femurkopf blieben unklar. In vergleichenden Untersuchungen von einer großen Gruppe mit isoliertem Inlayaustausch, einer Gruppe mit kompletter Entfernung eines festsitzenden Implantats und einer dritten Gruppe mit kompletter Entfernung eines gelockerten Implantats waren die klinischen Ergebnisse bei einem isolierten Austausch des Inlays am schlechtesten. Hier trat vor allem die hohe Inzidenz von 28 % Luxationen auf, die zu erneuten Revisionen führte (Lie et al., 2007).

Die meisten Fehler traten am Anfang der 2000er Jahre nach Ansicht einiger Autoren in der Verbindung zwischen dem Inlay und dem Zement auf. In einer experimentellen Studie konnte gezeigt werden, dass die Verbindung von Polyethyleninlay und Zement eine Schwachstelle der double socket-Technik war. Inlays mit einer aufgerauten oder bereits maschinell profilierten Rückfläche waren weit resistenter gegenüber einwirkenden Torsionskräften und hebelmechanischen Krafteinwirkungen (Haft et al., 2003).

Young et al. (2017) berichteten über eine Verlaufsstudie von 31 Fällen, die wegen einer mehrfachen Luxation oder einer intraoperativ festgestellten Instabilität ein Antiluxationsinlay erhalten hatten. Das in die festsitzende zementfreie Hüftpfanne einzementierte Antiluxationsinlay zeigte im 15-Jahresverlauf in allen Fällen eine solide Fixation.

Meldrum und Hollis (2001) konnten experimentell nachweisen, dass die Verbundstärke zwischen einer metallenen Kernschale und einem einzementierten Inlay ähnlich groß wie die Verbindung der Kernschale zum Knochen war.

Zu dem gleichen Ergebnis kamen Hofmann und Mitarbeiter (2009). Wenn die zementierenden Flächen der Kernschaleninnenseite und die Außenseite des Inlays angeraut wurden, war der Widerstand gegen Torsions- und Hebelkräfte höher als die bei der Verwendung der üblichen Verschlussmechanismen erforderlichen Ausziehungskraft.

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Ebramzadeh et al. (2004). Sie konnten nachweisen, dass eine 2 mm dicke Zementschicht, vorwiegend über dem Pfannenpol angebracht, die Stabilität des Verbunds und die Ausziehungskraft erheblich vergrößerte. Ebenso zeigten Inlays, die mit einer 2 mm dicken Zementschicht in einer Winkelstellung von 20° zur Metallschale einzementiert worden waren, nahezu die gleichen Stabilitätswerte wie die passgerecht einzementierten Inlays. Der Widerstand gegen die Ausziehungskraft war mit normalen Verschlussmechanismen der Kernschalen vergleichbar, sodass die Autoren den klinischen Einsatz empfehlen konnten.

Kurzziel und Mitarbeiter zementierten Inlays in Winkelstellungen von 0°, 10°, 20°, 30° und 40° ein und bestimmten die hebelmechanischen Kräfte, die zur Entfernung der Inlays erforderlich waren. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Schwellenwert für eine biomechanisch noch tolerable Winkelstellung bis 20° lag. Das Ergebnis zeigte die Grenzen der möglichen Anteversions- und Inklinationskorrektur auf (Kurzziel et al., 2016).

Die Pfanne, die im eigenen Klientel vorwiegend verwendet wurde, war von M.E. Müller entwickelt worden. Sie bestand aus dem üblichen UHMWPE und wurde seit 1996 als zementierte Monoblock-Hüftpfanne unter dem eigenen Namen CCB-Pfanne von der Firma Mathys vertrieben. Sie war als Flachprofil- und als Vollprofilausführung in den Größen 42 mm bis 64 mm und wahlweise mit Innendurchmessern von 28 mm und 32 mm erhältlich. Alle Pfannen waren mit einem röntgendichten Draht aus FeCrNiMnMo an ihrem Äquator armiert worden, sodass die Pfannenposition radiologisch gut beurteilbar wurde und eine querovaläre Verformung des Metallringes als Hinweis für einen Verschleiß frühzeitig erkannt werden konnte. Die Flachprofil-CCB-Pfanne ermöglichte einen größeren Bewegungsumfang als die Vollprofilpfanne. Hingegen gewährleistete die größere Höhe des Pfannenrandes der Vollprofil-CCB-Pfanne wiederum eine höhere Luxationsstabilität. Bei Verwendung der kleinen Größe 42/28 wurde auch bereits bei Anwendung in der Primärprothetik eine Pfannendachschale („Roof reinforcement Ring“) zur Stabilisierung der dünnen Pfannenwand empfohlen. Bei Pfannen mit dem Innendurchmesser von 32 mm wurde wegen der zwangsläufig noch dünneren Wand eine Pfannendachschale für die ersten 3 Größen (42 - 46 mm) empfohlen. Die Ergebnisse der Kombination von Pfannendachschale und CCB-Pfanne waren gut (Gurtner et al., 1993).

Somit war der zementierte Einsatz dieser PE-Pfannen in Kombination mit einer in situ belassenen Metallkernschale an Stelle einer in der Primärprothetik empfohlenen Pfannendachschale (double socket-Technik) möglich. Die Makrostruktur der Pfannenrückseite mit 10 Ringlamellen zur Verbesserung der Zementvernetzung und mit 8 radiären Furchen zur Erhöhung der Torsionsstabilität führte zu einer Zunahme der Stabilität des Verbunds von Inlay, Zementmantel und Kernschale. In 10 Fällen (18,8 %) wurden kleine Inlays in kleinen Pfannen mit einem Überstand von bis zu 7 mm einzementiert. Die 3 äußeren Ringlamellen blieben ohne Zementkontakt. Ein Versagen dieser Verbindung war in keinem Fall festzustellen. Der Grund der Revision mit komplettem Pfannenaustausch war im eigenen Klientel auch bei kleinen Pfannen und nicht vollständiger Zementummantelung in keinem Fall durch ein Versagen des Zementverbunds bedingt. Aufgrund der nicht erreichbaren Passgenauigkeit des kleinsten Inlays in die belassene Kernschale kam es beim Überstand des Inlays zu einer entsprechenden Zunahme der Zementdicke in der Polregion, die bis zu einer Dicke von 7 mm mit den divergierenden Zementzapfen in den Verankerungslöchern der Pfanne verbunden war.

#### 4.8 Die Luxationsrate nach double socket-Technik

Die Luxationsrate nach der double socket-Technik mit Einzementieren eines Inlays betrug im eigenen Krankengut 19 % (4 Fälle).

In einer großen Fallstudie von 6554 Eingriffen in der primären Hüftendoprothetik betrug die Luxationsrate im Beobachtungszeitraum von 10 Jahren nur 3,8 % (Brennan et al., 2012).

In der Revisionsprothetik hingegen war die Luxation eine der häufigsten Komplikationen. Die Ergebnisse einer umfassenden Metaanalyse von Guo et al. (2017) deuten darauf hin, dass die Gesamtprävalenz der postoperativen Dislokation nach Revisionsoperationen 9,04 % beträgt.

Diese Metaanalyse zeigt, dass bereits die Instabilität in der Anamnese und frühere Revisionen die beständigsten Risikofaktoren für eine Luxation nach der THA-Revision

waren, gefolgt vom Alter bei der Operation, der Größe des Femurkopfs und dem Einsatz eines Inlays ohne Randerhöhung. Andere Untersucher berichteten über Luxationsraten von 4 - 30% (Alberton et al., 2002; Bozic et al., 2009; Philippot et al., 2009; Wetters et al., 2013).

Einige Untersucher wiederum konnten nach Hüftrevisionen allgemein keinen Zusammenhang zwischen der Inzidenz einer Hüftluxation und dem Alter, Geschlecht, Gewicht und der Pfannenpositionierung erkennen, solange die geforderten Winkel der „safe zone“ eingehalten wurden (Paterno et al., 1997).

Die Beschränkung einer Revisionsoperation auf den Austausch eines Inlays, welches als Original-Inlay in zementfreier Form oder als Ersatz-Inlay in zementierter Form in der erhaltenen Kernschale fixiert wurde, hatte als eine der Hauptkomplikationen die Früh- und Spätluxation zur Folge. Eine Lockerung des einzementierten Inlays aus der Tivanium®-Kernschale hingegen war nicht zu erwarten. Die erforderlichen Zug- und Hebelkräfte zur Trennung des einzementierten Inlays von der Kernschale waren nahezu identisch mit den Kräften, die zum Ausreißen einer gut osseointegrierten Kernschale aus dem Knochenbett benötigt wurden (Meldrum und Hollis, 2001).

Zur Verstärkung der Haftfähigkeit wurde die Aufrauung der Innenfläche der Metallfläche und der Außenfläche des Inlays empfohlen (Hofmann et al., 2009).

In einer Studie von O'Brien et al. (2004) trat in 24 Fällen nach alleinigem Austausch des Inlays in Kombination mit einem Knochenaufbau mit Erhalt einer Neokapsel, die das Gelenk als umschließende Bindegewebsmanschette stabilisierte, auffälligerweise keine Luxation mehr auf.

Boucher et al. berichteten bereits 2003 über eine Luxationsrate von 25 % nach alleinigem Inlay-Wechsel (Boucher et al., 2003).

In einer der größten Studien von 1126 Harris-Galante-I-Pfannen betrug die Revisionsrate wegen Inlay-Verschleiß bei einer Standzeit von 9 bis 19 Jahren 3,4 % (38 Fälle). Die Rate der Luxation nach alleinigem unzementiertem Inlayaustausch mit Belassen der Pfanne lag in diesem Klientel hingegen bei 28,9 % (Blom et al., 2005).

Die Autoren sahen in der Entfernung des nach der Erstoperation entstandenen Narbengewebes und der in der postoperativen Frühphase reduzierten Weichteilspannung einen Grund für die Instabilität. Bei bereits intraoperativ erkennbarer Instabilität waren die Möglichkeiten einer Korrektur des Pfannensitzes ohne deren Entfernung und

Neupositionierung begrenzt. Es wurde daher bei Belassen der Kernschale der Einsatz von Inlays mit überhöhtem Rand empfohlen. Wenn die Größe der Pfanne es zuließ, waren größere Hüftköpfe zur Erhöhung der Stabilität förderlich. Die Verwendung von Hüftköpfen mit höherem Offset wurde zur Erhöhung der Weichteilspannung vorgeschlagen.

Smith und Mitarbeiter konnten durch den anterolateralen Zugang eine Luxationsrate von 3,7 % erreichen (Smith et al., 2005).

Eine Luxationsrate von 20 % nach alleinigem Austausch des Inlays der Harris-Galante-Pfanne-I und -II veranlasste einige Untersucher zur Empfehlung des primären Einsatzes eines Inlays mit Randerhöhung zur Verbesserung der Luxationsstabilität (Lachiewicz und Soileau, 2006).

Im norwegischen Endoprothesenregister von 2007 betrug die Luxationsrate nach alleinigem Wechsel des Inlays bei 318 Hüften 28 % (Lie et al., 2007).

Adelani et al. (2014) hingegen berichteten beim alleinigen Austausch des Inlays über die sehr niedrige Luxationsrate von 6 %. Sie stellten erstmals den Zusammenhang zwischen der Luxationstendenz und der Pfannenpositionierung dar. Ein korrekt ausgerichteter Pfannensitz war demnach die Voraussetzung für eine luxationssichere double socket-Technik. Insbesondere eine Inklination außerhalb der „safe zone“ gefährdete die Stabilität.

Die teils sehr unterschiedlichen Angaben zur Häufigkeit von Luxationen nach alleinigem Austausch eines Inlays wurden begründet durch ein unterschiedliches Alter und dem damit verbundenen Aktivitätslevel des jeweiligen Patientenkollektivs. Des Weiteren waren die Art des Zugangs, die intraoperative Präparation der Weichteile und die Art der postoperativen Rehabilitation in allen Studien unterschiedlich.

Young et al. (2017) berichteten über eine Verlaufsstudie von 31 Fällen, die wegen einer mehrfachen Luxation oder einer intraoperativ festgestellten Instabilität ein Antiluxationsinlay erhalten hatten. Das in die festsitzende zementfreie Hüftpfanne einzementierte Antiluxationsinlay zeigte im 15-Jahresverlauf eine solide Fixation.

Petis et al. (2019) gaben nach Durchführung des alleinigen Inlaywechsels eine Luxationsrate von 16 % an. 7 der 19 luxierten Hüften mussten danach erneut revidiert werden.

Die hohe Luxationsrate von 15,8 % nach alleinigem Austausch des Inlays in 82 Fällen von fest verankerten zementfreien Pfannen führte zur kritischen Hinterfragung des Vorgehens (Dammerer et al., 2020).

Mit dem Einsatz von low-profile-Inlays, wie sie bei dem in dieser Arbeit untersuchten Klientel verwendet wurden, war durch ringförmig einmodellierete Stufen eine optimale Zementfixation möglich. Eine Dissoziation des PE-Inlays aus dem Zement oder eine Lockerung des Zementmantels aus einer intakten Kernschale war in keinem Fall nachweisbar.

Die Luxationsrate nach der double-socket Technik mit Einzementieren eines Inlays betrug im eigenen Krankengut 19 % (4 Fälle).

Der laterale, transgluteale Zugang, modifiziert nach Hardinge, war der Standardzugang der beiden Operateure des in dieser Arbeit untersuchten Patientenlientels für alle Primär- und Revisionsoperationen (Hardinge, 1982).

Die double-socket Technik wurde konstant nach einer logischen Abfolge des Vorgehens durchgeführt. Nach Entfernung der Fixationsschrauben und mechanischer Prüfung der Randstabilität wurden die Ränder der HG-II-Pfannen von verbogenen und überstehenden Fixationszähnen (tines) befreit, um ein Probeinlay einzusetzen. Unter Aufsetzen von 32 mm-Probeköpfen mit verschiedenen Halslängen wurde die Gelenkstabilität überprüft. Bei lockerer Gelenkführung infolge einer fehlenden Weichteilspannung wurde, soweit es die Größe des Inlays zuließ, über andere Kopfgrößen entschieden. Bei Luxationstendenz konnte die PE-Pfanne in tolerablen Grenzen exzentrisch einzementiert werden oder es wurde ein außen aufgerautes Antiluxationsinlay einzementiert.

Waren genügend Verankerungslöcher in der Kernschale vorhanden, so wurden diese unter Einpressen des Zements zur Verstärkung der Verankerung benutzt. In einem einzigen Fall kam es nach einem unbemerkten Bruch der Kernschale zur Lockerung des Zementmantels.

Trotz dieses Vorgehens kam es im eigenen Krankengut zu einer Luxationsrate von 19 % (4 Fälle). Dieser Wert fiel im Vergleich zu der Luxationsrate von Primärimplantationen und Revisionen mit komplettem Pfannenwechsel recht hoch aus.



Ähnliche Angaben zur Luxationsproblematik und ihrer hohen Inzidenz nach der Einzementierung eines Inlays in die belassene Kernschale fanden sich in der einschlägigen Literatur.

Im eigenen Krankengut musste im ersten Fall eine Instabilität des PE-Mantels nach extrusionierter Einzementierung des kleinsten low profile-Inlays angenommen werden. Dieses Problem stellte sich immer wieder bei der Verwendung von kleinen Pfannen. Die Verwendung der kleindimensionierten Pfannen bei der Erstoperation deuteten auf ein kleines knöchernes Azetabulum hin, sodass bei der Entfernung der Pfanne wenig Spielraum für die Explantationsmeißel vorhanden war und das Knochenlager gefährdet war. Das Belassen einer kleinen und festsitzenden Pfanne war daher knochenschonend und wenig invasiv. Die low profile-Inlays hatten jedoch eine Mindestgröße, die im vorliegenden Fall keine vollständige Einpassung in die Metallschale zuließ.

Trotz einer Wandstärke von 7 mm fehlte im ersten Luxationsfall an der oberen Zirkumferenz offensichtlich die Abstützung der metallenen Kernschale. Während das Inlay trotz der kleineren Verankerungsfläche fest mit dem Zementmantel verbunden war, kam es im Laufe der Zeit zum „Auswalken“ des Inlays am oberen Rand mit Sprengung des Markierungsringes und zunehmender Instabilität.

Eine ähnliche Beobachtung in einem Einzelfall nach etwas exzentrischer Einzementierung eines Inlays in eine festsitzende Pfanne machten Wilson et al. (2012). Nach plastischer Deformierung des cranialen Pfannenteils kam es zur Luxation. Die Autoren führten diesen Vorgang auf eine Lateralisierung der Krafteinleitung in einen Bereich zurück, der keine gleichmäßige Zementummantelung und Abstützung des PE gewährleistete.

In den drei weiteren Fällen war vor der Einzementierung des Inlays ein ausgedehntes Debridement mit Entfernung von großvolumigem Granulationsbindegewebe erforderlich gewesen. Die saubere Einzementierung des Inlays machte die präparatorische Darstellung der gesamten Pfannenumrandung erforderlich. Dieses operative Vorgehen führte zwangsläufig zu Hohlräumen und einer Lockerung der Weichteilspannung. Der einzige Fall einer postoperativen Frühluxation wäre so infolge der noch mangelnden bindegewebigen Umwachsung mit noch ausstehender Neokapsel erklärbar. Für die Spätluxation nach vier Jahren (Abb. 71) und einem Jahr (Abb. 72) gab es keine

ausreichende Erklärung. Die Abduktormuskulatur wurde bei der Primär- und Zweitoperation zwangsläufig in Mitleidenschaft gezogen.

Zywiell et al. hatten jedoch keinen Zusammenhang zwischen der Qualität der Abduktoren und der Häufigkeit einer Instabilität nach Revisionseingriffen feststellen können (Zywiell et al., 2011).

Der über 10 Jahre unauffällige Verlauf nach Primäroperation ließ nicht auf eine Fehlpositionierung der Kernschale und der femoralen Komponente bei der Erstoperation schließen. Die zementierte Einpassung des Inlays veränderte die Positionierung der acetabulären und femoralen Komponente nicht, sodass eine mögliche Fehlpositionierung von Schaft oder Pfanne als Ursache der Luxation unwahrscheinlich waren. Sämtliche Befunde, die bisher als Erklärungsmöglichkeit für die vergleichsweise hohe Rate an Luxationen nach alleinigem Wechsel des Inlays angeführt wurden, deuteten eher auf ein multifaktorielles Geschehen hin. Bei den 32 Fällen eines primär kompletten Pfannenwechsels sowie bei 10 Fällen eines Pfannenwechsels nach früherer Durchführung des double socket-Verfahrens traten im eigenen Klientel keine Luxationen auf.

#### 4.9 Die radiologische Einteilung der periimplantären femoralen Knochenverluste

Um den Schweregrad des Knochenverlusts des proximalen Femurs in Anwesenheit einer Schaftprothese zu klassifizieren, wurden im Laufe der Jahre mehrere Bewertungssysteme entwickelt. Die meisten dieser Klassifizierungssysteme beschrieben das Ausmaß und die Lokalisation des Knochenverlusts im Femur. Mithilfe eines standardisierten Ansatzes wurde versucht, die strukturelle Integrität des metaphysären und diaphysären Knochens genau zu definieren, um die verfügbaren operativen Strategien für die Implantatfixierung am verbleibenden Wirtsknochen bestimmen zu können.

Die von der American Association of Orthopaedic Surgeons (AAOS) für die Hüfte vorgeschlagenen Klassifikationen (D'Antonio et al., 1993) sowie die Einteilung nach Della Valle und Paprosky (Della Valle und Paprosky, 2003) wurden am häufigsten verwendet, um das Ausmaß des femoralen Knochenverlustes zu beschreiben und Richtlinien für die

Behandlung des vorwiegend am proximalen Femur entstehenden Knochenmangels vorzugeben.

Die AAOS-Klassifikation unterteilt die femoralen Knochendefekte in segmentale und kavitäre oder kombinierte Läsionen (D'Antonio et al., 1993). Zu den segmentalen Defekten gehört der Verlust des unterstützenden kortikalen Knochens, während die kavitären Defekte als knöcherner Verlust des spongiösen Markknochens definiert sind. Diese Klassifizierung ist in ihrer Anwendung einfach. Sie ist jedoch nicht quantitativ und ihre praktische Anwendung ist begrenzt.

Für die in dieser Arbeit implantierten zementfreien Spongiosa-Metall-I-Schäfte, die aufgrund ihrer speziellen Beschichtung eine starke und langzeitbeständige Knochenanbindung aufwiesen, war die Paprosky-Klassifikation sehr geeignet, um den abriebbedingten Verlust des periimplantären Oberschenkelknochens zu beschreiben.

Neben dem Ausmass des Knochenverlusts definiert sie auch die Morphologie des verbleibenden Femurknochens und stellt Richtlinien für die operative Strategie auf.

Femorale Paprosky-I-Defekte sind durch einen minimalen metaphysären spongiösen Knochenverlust bei intakter Diaphyse gekennzeichnet.

Defekte vom Typ II weisen bereits einen größeren Spongiosa-Knochenverlust auf, der sich auf die gesamte Metaphyse bis auf das Niveau des Trochanter minor erstreckt.

Bei Typ-III A-Defekten besteht ein ausgedehntes Knochendefizit des proximalen Femurs, der metaphysäre Knochen kann die Schaftprothese nicht stützen. Es gibt jedoch ausreichend diaphysären Knochen (intakte Kompakta) mit einer Länge von mehr als 4 cm, der die distale Fixierung eines zementfreien Schafts noch bewerkstelligen kann.

Bei Defekten des Typs III B ist der noch verfügbare diaphysäre Knochen weniger als 4 cm lang. Femora vom Defekttyp Paprosky IV haben eine erweiterte Diaphyse, die die zementfreie Fixierung des Schafts oft nicht mehr sicher gewährleisten kann.

Da es sich im eigenen Patientenkollektiv ausschließlich um festsitzende Hüftschäfte handelte, deren Osteolysen durch abriebbedingte Partikel aus der Gleitpaarung herrührten, beschränkte sich die Bestimmung der femoralen Osteolysen auf die Messung der Defekte auf planaren ap-Röntgenaufnahmen des Femurs. Es handelte sich um ausschließlich kavitäre Defekte, die vorwiegend den proximalen Gruen-Zonen gut zuordenbar waren. Die isolierte osteolytische Schwächung des Trochanter major führte in

einem Fall zur Trochanterfraktur. Wurde der Trochanter im Stadium II nach Paprosky bei einem größeren spongiösen metaphysären Knochenverlust ausgedünnt, so entstand das Problem der Frakturierung erst intraoperativ während der Revision. Verblieb das verschlissene PE-Inlay weiterhin als Partikelgenerator in situ, kam es zu einer allmählich fortschreitenden osteolytischen Auflösung am interface entlang der weiter distal gelegenen Schaftareale. In 5 Fällen jedoch entwickelten die Osteolysen dann ein Ausmaß, welches dem Schaft die Stützsubstanz entzog und zur aseptischen Schaftlockerung (in einem Fall mit Schaftbruch) führte.

Somit führten die abriebinduzierten, femoralen Begleitosteolysen in 9,43 % der Fälle zur aseptischen Schaftlockerung. In allen 5 Fällen wurde der Wechsel auf einen Revisionslängschaft (viermal zementfrei, einmal zementiert) erforderlich.

Auffälligerweise traten die zum Schaftwechsel führenden ausgeprägten femoralen Osteolysen in zwei dieser Fälle in Kombination mit einem nur milden azetabulären Knochenschaden Paprosky I auf. Nur in einem Fall lag ein Schaden Paprosky II c vor. Eine Korrelation zwischen dem Ausmaß der femoralen Osteolysen und der Größe der azetabulären Defekte war nicht erkennbar.

#### 4.10 Die femoralen Begleitosteolysen und ihre klinische Relevanz

Die Anzahl der Revisions-Hüftendoprothetik nimmt insgesamt zu und wird vorwiegend hochbetagte Menschen treffen. Erwartungsgemäß wird neben der Hüftpfannen- und Gleitlagerproblematik auch die Rate eines ausgedehnten proximalen femoralen Knochenverlusts zunehmen. Die Ätiologie des Knochenverlusts des proximalen Femurs nach einer totalen Hüftendoprothese ist multifaktoriell. Stressabschirmung und Schaftlockerungen, insbesondere nach mehreren Voroperationen, sind die häufigsten Ursachen. Die Entwicklung von femoralen Osteolysen als Folgezustand einer insuffizienten Gleitpaarung ist abhängig von der Abriebrate des Polyethylens als Widerlager des künstlichen Hüftkopfes in der Pfanne.

Daher richtete sich der Blick zunächst auf die periazetabuläre Region als dem Ort der primären osteolytischen Reaktion. Schmalzried und Harris hatten jedoch bereits im Jahre

1992 das Modell des „concept of the effective joint space“ entwickelt (Schmalzried et al., 1992).

Sie betrachteten das gesamte Gelenk mit seiner Neokapsel und den daran angeschlossenen Knochen als Raum zur Ausbreitung der Abriebpartikel, sodass die inflammatorische Makrophagenreaktion grundsätzlich auch außerhalb des periazetabulären Knochenlagers in allen hüftgelenksnahen Knochenstrukturen - und hier vorwiegend im proximalen Femur - zu erwarten war, obwohl das interface des gut osseointegrierten Hüftschafts selbst zunächst nicht betroffen war. Die Untersucher schlugen daher im Konzept des effektiven Gelenkraums vor, alle periprothetischen knöchernen Bereiche einzuschließen, die für die Gelenkflüssigkeit und damit für die darin befindlichen Partikelreste zugänglich waren.

Femorale Begleitosteolysen im Gefolge von Abriebpartikeln der Gleitpaarung treten üblicherweise bei einem festsitzenden Schaft zunächst in der Nähe des Gelenks im Calcar oder dem Trochanter major auf. Trochantäre Läsionen können die mechanische Belastbarkeit soweit schwächen, dass es zum Bruch mit Verlust der Muskelfunktion des Hüftabduktors kommt (Ries und Link, 2012). Die Autoren empfahlen daher neben den intervallmäßigen Röntgennativaufnahmen eine zusätzliche NMR- und CT-Kontrolle mit Reduktion der Metallartefakte als zuverlässigere Ergänzung der nativen Röntgenbildgebung im Bereich des Femurs, um den günstigen Zeitpunkt einer Revision frühzeitig zu erfassen.

Im eigenen Krankengut fand sich ein isolierter osteolytischer Trochanterbefall in 23 % der Fälle. In 44,3 % war der Trochanter major im Rahmen aller femoralen Osteolysen mitbeteiligt. In einem Fall kam es zu einer Trochanterdissoziation. In zwei Fällen brach der völlig ausgedünnte Rollhügel während der Revision ab. Der Trochanter major war somit ein Prädilektionsort für die abriebinduzierten Osteolysen.

Im eigenen Krankengut wurde bis auf zwei zementierte Schäfte ausschließlich ein zementfreier Schaft mit metallspongiöser Oberfläche (Spongiosa-Metall-I® nach Grundei) implantiert. Der aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Basislegierung bestehende Schaft mit einer Spongiosa-Metall-I-Oberflächenstruktur hatte eine gute Langzeitstandfestigkeit. Da nach 20 Jahren noch 85 % der Schäfte unauffällig waren, konnte eine primär durch den

Schaft selbst verursachte pathologische Reaktion des periimplantären Knochens weitgehend ausgeschlossen werden (Böhling et al., 2008).

Diese Ergebnisse von Böhling et al. fanden bei den in dieser Arbeit mituntersuchten Spongiosa-Metall-I-Schäften ihre Bestätigung. Kein Schaft lockerte während der gesamten Standzeit aus dem primären Grund eines Schaftversagens aus. Die spezielle Oberflächenstruktur hatte jedoch bei kleinen Schaftgrößen eine begrenzte Bauteilfestigkeit sowie technische Einschränkungen gezeigt. Zudem ermöglichte die Technologie der Aufbringung der Beschichtung nur eine ungenügende Reproduzierbarkeit. Daher wurde die Prothese trotz guter klinischer Ergebnisse 1990 abgelöst von der Spongiosa-Metall-II-Beschichtung® nach Grundei, die durch Aufbringung von Tripoden als Einzelelementen eine gut reproduzierbare Oberflächenstruktur erzeugte. Diese dreidimensionale Beschichtung zeigte eine interkonnektierende, offenmaschige Struktur mit nachweislich gutem Knocheneinwuchs. Sie kam jedoch in dem hier untersuchten Klientel nicht mehr zum Einsatz.

Erreichten die abriebinduzierten Osteolysen jedoch das distale Prothesenschaftsdrittel der festsitzenden Spongiosa-Metall-I-Prothese, so kam es zur kompensatorischen Hyperkortikalisierung im Bereich der noch intakten Schaftverankerung im distalen Drittel. Später entwickelte sich am Übergang vom mittleren zum distalen Drittel in einem Fall ein Ermüdungsbruch der zementfreien Prothese. In zwei Fällen kam es zur aseptischen Lockerung der zementfreien Schäfte nach abriebinduzierter, ausgedehnter Osteolyse in mehreren Arealen des knöchern primär gut fixierten Schafts.

Zajonz et al. wiesen 2019 erstmals einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Häufigkeit periprothetischer Femurfrakturen und dem Ausmass des Inlay-Verschleißes mit Dezentrierung des Kopfes nach (Zajonz et al., 2021). Als Hauptgrund nahmen sie an, dass die höhere Frakturrate wahrscheinlich durch die zunehmende Instabilität der Implantatfixierung aufgrund abriebinduzierter Osteolysen und der damit verbundenen Verschlechterung der Knochenqualität verursacht wurde.

Petis et al. berichteten 2019 über 4 Fälle (3,45 %) von progredienten femoralen Osteolysen, die nach isoliertem Austausch von Inlay und Metallkopf (116 Fälle), einen erneuten Eingriff zum Schaftwechsel erforderlich machten. Bereits zum Zeitpunkt der

double socket-Operation waren femorale Osteolysesäume erkennbar gewesen, deren Einfluss auf die Schaftstabilität zunächst unterschätzt worden waren (Petis et al., 2019).

In dieser Studie traten auf den Trochanter major begrenzte Osteolysen in 60 % der Fälle auf. Die im Calcar gelegenen Osteolysen lagen bei 24 %. Im eigenen Krankengut lag die Häufigkeit der isolierten trochantären Osteolysen mit 23 % (Gruen-Zone 1) und der im Calcar isoliert aufgetretenen Defekte (Gruen-Zone 7) mit 5,6 % deutlich niedriger. Wenn jedoch die Kombinationsosteolysen (Gruen-Zonen 1 und 7, 6 und 7 sowie die Fälle mit mehr als 3 befallenen Zonen) mit in die Berechnung einbezogen wurden, so näherten sich die femoralen Osteolyseraten der eigenen Studie denen der Ergebnisse der aktuellen Studie von Petis an.

In einem Tiermodell zur Erforschung von abriebinduzierten Osteolysen wurden verschiedene Grenzflächenbedingungen hinsichtlich ihrer Beständigkeit gegen eine Partikelmigration und Inflammation am interface verglichen. Eine quantitative Extraktion von Polyethylenpartikeln zeigte einen signifikanten Unterschied in der Anzahl der Partikel zwischen Osteolyse-positiven und -negativen Fällen, während die Größe der Partikel in diesen beiden Gruppen ähnlich war. Die kritische Anzahl von Partikeln für die Osteolyse betrug etwa 10 Partikel pro Gramm Gewebe. Lag die Konzentration der Abriebpartikel und die damit einhergehende zelluläre Reaktion gegen phagozytierbare Partikel höher, so wurde diese erhöhte Konzentration als eine Voraussetzung für das Fortschreiten der Osteolyse angesehen (Kadoya et al., 1998).

Histopathologische Untersuchungen zeigten, dass sich die aktive Knochenbildung, die als Reparaturprozess anzusehen war, selbst in revidierten Fällen sehr häufig einstellte. Das Fortschreiten der Osteolyse war von der Integrität der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat abhängig. Dieses pathogenetische Konzept wurde unter dem Begriff des Osteolyse-Schwellenwerts geführt. Wenn diese Schwelle unterschritten wurde, war eine klinisch relevante Osteolyse selten (Dumbleton et al., 2002; McKellop, 1998; Oparaugo et al., 2001).

In einer vergleichenden Verlaufsstudie hatten Terefenko und Mitarbeiter (Terefenko et al., 2002) die Abriebrate 7,9 Jahre vor dem Inlay Austausch und 6,2 Jahre nach dem Eingriff bestimmt. Periazetabuläre und femorale Osteolysen waren während des Inlay-Austauschs ausgeräumt worden. Die Untersucher stellten einen deutlichen Rückgang der

Abriebrate fest. Nach alleinigem Austausch des Inlays war neben einer Größenabnahme der azetabulären Osteolysen auch ein deutlicher Rückgang der femoralen Osteolysen zu beobachten.

Im eigenen Krankengut hatten die abriebinduzierten Osteolysen am proximalen Femur 3 aseptische Schaftlockerungen, darunter eine Lockerung mit Schaftbruch, zur Folge. Bei der Revision hatten 2 Fälle das femorale Defektstadium III A und 1 Fall das Stadium III B nach Paprosky erreicht. Die Versorgung erfolgte mit zementfreien Revisionslangschaftprothesen.

Das Auftreten von 3 abriebinduzierten und revisionsbedürftigen Schaftlockerungen machte im eigenen Klientel einen Anteil von 6 % aus. Bestand nur eine isolierte trochantäre Osteolyse, so hatte diese in einem Fall eine Trochanterfraktur zur Folge. In 3 Fällen kam es, bedingt durch die Schwächung des großen Rollhügels, bei der ersten Revisionsoperation zu einem Bruch des Trochanters mit einer erheblichen Abduktorinsuffizienz. In einem dieser Fälle war die Anwendung eines Antiluxationsinlays bei intraoperativer Instabilität unvermeidlich.

In Anbetracht der Schwere der erforderlichen und aufwendigen Schaftwechsel bei den meist hochbetagten Patienten/-innen haben die femoralen Begleitosteolysen somit eine hohe klinische Relevanz. Diagnostik und klinische Entscheidung zum Procedere haben daher neben den meist viel auffälligeren Abriebphänomenen an der azetabulären Gleitpaarung auch den drohenden femoralen Schadenseintritt bei der Indikation zur Revision mit zu berücksichtigen. Intervallmäßige Röntgenuntersuchungen zur Verlaufskontrolle können die für die älteren und vulnerablen Patienten/-innen oft invalidisierenden Folgen frühzeitig verhindern. Die heutzutage verwendeten Materialien mit weit höherer Abriebfestigkeit verlangsamen zwar den partikelinduzierten Osteolyseprozess deutlich, die pathologische Knochenreaktion setzt jedoch nach weit längerer Standzeit der Implantate ein und trifft dann auf ein hochbetagtes Patienten Klientel.



#### 4.11 Ökonomische Aspekte des Ersteingriffs und der Folgeoperationen

Operative Revisionseingriffe nach aseptischen Lockerungen von Gelenkprothesen treffen oft die hochbetagten, seelisch und körperlich verletzlichen Menschen, die aus einem gewohnten sozialen und meist familiären Umfeld herausgerissen werden und einen erheblich schmerzhaften und risikoreichen Eingriff zu überstehen haben. Diese menschliche und ärztlich-ethische Betrachtungsweise darf in Anbetracht der zu erwartenden enormen Steigerung von Primär- und Sekundäreingriffen an der Hüfte durchaus auch auf die ökonomische Situation erweitert werden. Die Solidargemeinschaft hat zur Bewältigung der gesundheitlichen Anforderungen einen steigenden Beitrag zu leisten. Daher sollte die hier durchgeführte Studie zur Einschätzung der ökonomischen Belastung des Gesundheitssystems nicht nur die Kosten der primär sehr erfolgreichen Hüftgelenksprothetik, sondern auch die im Laufe vieler Jahre zwangsläufig auftretenden Kosten von Revisionsoperationen und, im ungünstigen Fall, von Dritteingriffen bis zum Tod ermitteln. Hier bot sich die vorliegende Studie mit einem standardisierten operativen Vorgehen und einer durch Langzeitergebnisse bestätigten soliden Auswahl zementfreier Hüftprothesenkomponenten an. Das regionale Umfeld der Patienten/-innen und Angehörigen mit enger persönlicher Anbindung an die behandelnden Operateure sowie der Zuweisermodus, mit Vorstellung der Operierten zur intervallmäßigen Kontrolle über fast 3 Jahrzehnte, gewährleistete eine nahezu lückenlose Datenermittlung im Beobachtungszeitraum von bis zu 29 Jahren. So war neben der Bewertung der ärztlichen Behandlung auch die Abschätzung der ökonomischen Belastung der verfahrensbedingten Erfolgs- oder Misserfolgsraten möglich. Ein Blick auf die prognostizierte Entwicklung im amerikanischen Raum, die meist der Entwicklung in Europa vorangeht, mag die enorme ökonomische Bedeutung der Revisionsprothetik vor Augen halten. Bis zum Jahre 2030 wird sich dort die Zahl der hüftprothetischen Ersteingriffe um 174 % auf jährlich 572000 erhöhen. Als Folgezustand wird sich die Zahl der Hüftrevisionen bereits bis zum Jahre 2026 verdoppeln (Kurtz et al., 2007).

Auffälliger Weise war dieser Aufwärtstrend bisher auch nicht durch einen wirtschaftlichen Abschwung ab 2000 zu beeinflussen (Kurtz et al., 2014).

Die 2021 aktualisierten Daten für die Kostenträger und die politischen Entscheidungsträger dienen derzeit als Grundlage für die zukünftige Planung der

Endoprothetik. Die Revisionschirurgie an der Hüfte belastet das Gesundheitssystem weit mehr als Revisionen nach einem Kniegelenksersatz. Das Alter und die Komorbiditäten der Hüftpatienten/-innen liegen höher und verursachen durch eingetretene Komplikationen eine Kostenmehrbelastung gegenüber den Kosten der Knierevision von 52 %. Im kommenden Jahrzehnt wird die Rate der Knierevisionen jedoch schneller steigen, sodass es in der Gesamtschätzung der Kostenentwicklung zu einer Annäherung der Kostenbelastung kommen wird (Bozik et al., 2015).

Die hüftprothetische Primärversorgung stellt bei den zunehmend jüngeren Patienten/-innen grundsätzlich den Beginn einer lebenslangen Behandlung dar. Die zwischenzeitlich beschwerdefreien Intervalle münden in den Zweiteingriff und in manchen Fällen ist im hohen Alter auch ein dritter Eingriff nicht zu vermeiden. Aus diesem Grund ist die Berechnung der Kosten für den/die einzelne/n Patienten/-in über seine/ihre gesamte Lebenszeit von enormer Bedeutung für die Volkswirtschaft und das Gesundheitssystem. Neben den bei der primären Hüftprothetik anfallenden Kosten der operativen und stationären Behandlung müssen die Kosten für alle zu erwartenden Folgeeingriffe in die Betrachtung mit einbezogen werden.

Die Revisionschirurgie an der Hüfte beinhaltet meist ein recht komplexes chirurgisches Vorgehen, welches einen hohen Grad an Bereitstellung von klinischen Ressourcen erforderlich macht. Das Alter der Patienten/-innen mit ihren Komorbiditäten, die OP-Dauer und die stationäre Verweildauer nach aufwendigen Wechseloperationen spielen ebenso eine Rolle wie der Blutverlust und der sich daraus ergebende Blutersatz. Die Wahl des Implantats, der homologe Knochenersatz und die Einbringung teurer metallischer Leitgerüste zum Wiederaufbau des Knochens bergen teils erhebliche Kosten, desgleichen der postoperative Aufenthalt auf der Intensivstation mit hohem Personaleinsatz (Crowe et al., 2003).

Die Voraussetzung für eine ökonomische Gesamtbewertung aller Fälle in der vorliegenden Studie war die vollständige Erfassung der klinischen Verläufe nach der Primäroperation und dem ersten und zweiten Revisionseingriff bis zum

Untersuchungszeitpunkt 2018 oder bis zum Tod. Der klinische Beobachtungszeitraum lag zwischen 19 und 29 Jahren, im Mittel bei 23,51 Jahren.

Die Zuwendung, der empathische Umgang mit den Patienten/innen und die mühevoll unterstützte selbstbestimmte Entscheidungsprozesse der kognitiv oft eingeschränkten Patienten/-innen im Behandlungsverlauf sowie die pflegeintensive Betreuung als sogenannte weiche Faktoren sind naturgemäß nicht messbar. Sie sind jedoch in der Regel zeitintensiv und lassen sich bei der derzeitigen Personalmangelsituation erfahrungsgemäß nur unzureichend verwirklichen. Das Pflegepersonal-Stärkungsgesetz soll hier Abhilfe schaffen. Ab dem Jahr 2020 werden die Kosten für die Pflege eines/r Patienten/-in von den regulären medizinischen Behandlungskosten im Krankenhaus getrennt. Bisher erfolgte die Mitvergütung der Pflegekräfte im Krankenhaus über die Fallpauschalen, welche die Krankenversicherung für die Behandlung ihrer Versicherten an das Krankenhaus zahlte. Die Fallpauschalen orientieren sich jedoch nur an der zur Aufnahme führenden Erkrankung der Patienten/-innen. Sie können den eigentlichen Aufwand für die pflegerische Versorgung gerade bei den hochbetagten Risikopatienten/-innen mit einer ASA-Zuordnung von im Mittel 2,4 und einem Durchschnittsalter von 75 Jahren im eigenen Klientel nur unzureichend widerspiegeln. Daher wurde eine krankenhausespezifische, unabhängige Personalkostenvergütung eingeführt.

Unabhängig von der operativen Ausstattung und den Kosten des apparativen Aufwands und der Implantate wurden nahezu alle Revisionsoperationen im DRG-System preislich gleich vergütet. Das mit Zement und Kunststoff-Inlay sehr preiswerte double socket-Verfahren wurde mit 8011,31 Euro recht hoch angesetzt. Der zementfreie Wechsel auf eine teure Revisionspfanne ohne Spongiosaplastik, der gleiche Pfannenwechsel mit autologer oder homologer Spongiosaplastik und der Wechsel auf eine preiswerte Stützschiene wurden mit einem identischen Betrag von 9174,98 Euro abgegolten. Der primär komplette Pfannenwechsel in 32 Fällen des eigenen Krankenguts war auf Dauer erfolgreich. Die Patienten/-innen, mit einem hochwertigen Implantat versorgt, verursachten bis zum Untersuchungs- oder Todeszeitpunkt keine, die Hüfterkrankung betreffenden, Behandlungskosten mehr. Dem Gesundheitssystem wurden erhebliche Kosten erspart. Die double socket-Versorgung von 21 Fällen war zunächst für die Operierten mit einem weniger invasiven Eingriff, einer kürzeren Operationsdauer, einem niedrigeren Blutverlust und einer kürzeren stationären Verweildauer verbunden. Nach

durchschnittlich 6,7 Jahren musste jedoch knapp die Hälfte der Konstrukte gewechselt werden. Die zum Zeitpunkt der erneuten Revision messbar morbideren Patienten/-innen (ASA 2,4) hatten sich nun einem aufwendigen Dritteingriff zu unterziehen, der mit einem deutlich erhöhten Blutverlust und einer verlängerten Operationsdauer einherging. In allen Fällen war eine aufwendige homologe Knochenaufbauplastik mit Einsatz eines Revisionsimplantats mit hoher Invasivität erforderlich. Es folgte in Anbetracht des Hochrisikos ein oft mehrtägiger, personalintensiver Aufenthalt auf der Intensivstation mit Blutersatz und einem verlängerten stationären Aufenthalt. In keinem Fall verwirklichten sich die immanenten perioperativen Risiken.

Neben allen Nachteilen eines schmerzhaften und risikobehafteten Revisionseingriffs, der den einzelnen betroffenen Menschen mit nur noch begrenzter Lebenszeit in seiner Lebensqualität extrem leiden lässt, ergibt die rein ökonomische Langzeitanalyse das Bild einer finanziellen Doppelbelastung des Gesundheitssystems. In diese Betrachtungsweise werden die Gründe für die Wahl eines Operationsverfahrens nicht mit einbezogen. Bezieht man jedoch die in dieser Studie dargelegten Ursachen des Versagens mit ein, so könnte sich auf Dauer ein differenzierteres Bild hinsichtlich des Erfolgs des double socket-Verfahrens ergeben. Die heute im Einsatz befindlichen hochvernetzten Kunststoff-Inlays, die modular und passgerecht ohne Zement eingebracht werden können, reduzieren den weiteren Abrieb deutlich. Die hochvernetzten dünnwandigen Inlays können luxationsstabilere Großköpfe aufnehmen. Alle Inlays haben Vorrichtungen zur Erhöhung der Luxationsstabilität. Die zum Impingement neigenden Hüftschäfte mit größerem Konus in Kombination mit kragenarmierten Hüftköpfen sind nicht mehr im Einsatz. Bei den meisten Implantaten gibt es seit einiger Zeit verlässliche Studien über ihre Langzeitstandfestigkeit. Beschränkt man unter diesen Voraussetzungen das double socket-Verfahren auf ein hochbetagtes Klientel mit abschätzbarer Lebenserwartung, so besteht berechtigte Hoffnung auf eine Dauerbeständigkeit des sehr schonenden und mit wenig intraoperativen Verfahrenskomplikationen behafteten double socket-Vorgehens als zweitem und definitiv letztem Wechseleingriff mit Minderung der zunehmenden wirtschaftlichen Gesamtbelastung des Gesundheitssystems.

## 5. Zusammenfassung

Die vorliegende retrospektive Studie des klinischen Verlaufs von 53 vollständig dokumentierten Fällen einer immer gleichen zementfreien Prothesenkombination von künstlicher zementfreier Hüftpfanne (Harris-Galante-II-Pfanne) und zementfreiem Hüftschaft (Spongiosa-Metall-I® nach Grundei) sollte über einen Zeitraum von 19 bis 29 Jahren (im Mittel 23,51 Jahre) Auskunft über den klinischen Langzeitverlauf geben. Die spezielle Zielstellung der Arbeit richtete sich dabei auf den klinischen Verlauf im Anschluss an zwei speziell gewählte Operationstechniken der in allen Fällen schicksalhaften Revisionsoperation. Die seinerzeit nicht abriebfeste Gleitpaarung von Kunststoffpfanne und Metallkopf war in allen 53 Fällen der Hauptgrund zur Revision der Hüftpfanne. Bei zu erwartender, begrenzter Verschleißfestigkeit der Gleitpaarung sollte der Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit darin liegen, zwei völlig unterschiedliche operative Verfahren nach bestimmten Kriterien zu vergleichen. In 21 Fällen war das als äußerst schonend geltende Verfahren der sogenannten double socket-Technik (DST) angewendet worden, bei welchem nur das Pfanneninlay entfernt und ein neues Inlay in die belassene Kernschale einzementiert wurde. Es handelte sich um eine reine Weichteiloperation ohne knöcherne Manipulation. In weiteren 32 Fällen hingegen kam die Operationstechnik des sofortigen kompletten Pfannenwechsel mit zwangsläufig belastender Herauslösung der Metallschale aus dem Knochen zur Anwendung. Das Zeitintervall zwischen der Primärimplantation und dem ersten Revisionseingriff betrug im Gesamtklientel durchschnittlich 16,2 Jahre bei einem Durchschnittsalter der Patienten/-innen zum Zeitpunkt der ersten Revision von 72 Jahren. Verglichen werden sollte bei beiden Verfahren der intraoperative Blutverlust, die Operationszeit, die Dauer des stationären Aufenthalts und der weitere klinische Verlauf. Die Operationszeit war bei der DST kürzer als beim sofortigen kompletten Pfannenwechsel. Der Blutverlust nach DST fiel im Vergleich zum kompletten Wechsel geringer aus. Die stationäre Verweildauer nach DST war um 2 Tage kürzer im Vergleich zum kompletten Pfannenwechsel. Im weiteren klinischen Verlauf waren alle 32 Fälle mit sofortigem Pfannenwechsel komplikationslos bis zum Zeitpunkt der letzten Untersuchung oder bis zum Tod. Die 21 mit DST versorgten Patienten/-innen zeigten hingegen nur in 11 Fällen (52 %) einen unauffälligen Verlauf bis zum Untersuchungszeitpunkt oder bis zum Tod. In den restlichen 10 Fällen musste das

double socket-Konstrukt nach dem damaligen alleinigen Austausch des PE-Inlays nach durchschnittlich 6,7 Jahren bereits vollständig revidiert werden. Revisionsbedürftige Versagensursachen waren zwei Spätluxationen mit chronischer Instabilität, ein in 6 Fällen erneut aufgetretener Verschleiß des nicht hochvernetzten Inlays mit Fortschreiten der periazetabulären Osteolysen und aseptischer Pfannenlockerung, eine aseptische Schaftlockerung durch abriebinduzierte femorale Begleitosteolysen und ein Pfannen- und Zementbruch. 48 % der ursprünglich 21 double socket-Versorgungen bedurften somit einer späteren, erneuten Revision in einem fortgeschrittenen Alter. Nach der zweiten Revision der 10 Fälle mit zwangsläufiger Entfernung des double socket-Konstrukts mit Knochenaugmentation und der Implantation einer Revisionspfanne zeigten dann 3 Fälle bis zum Tod und die restlichen 7 Fälle bis zum Untersuchungszeitpunkt einen komplikationslosen Verlauf.

Auffällig war die nach DST hohe Luxationsrate von 19 % (4 von 21 Fällen), deren Genese, in Übereinstimmung mit ähnlichen Befunden in der gängigen Literatur, als multifaktoriell angenommen werden musste. Ein bisher in der Literatur wenig beachtetes Phänomen von abriebinduzierten femoralen Begleitosteolysen führte im Gesamtklientel von 53 klinischen Verläufen in 5 Fällen (9,43 %) zum Auftreten von revisionsbedürftigen Schaftlockerungen. Sie waren unabhängig von der gewählten Revisionstechnik aufgetreten.

Als Konsequenz der in dieser Studie dargelegten Versagensursachen in Abhängigkeit vom gewählten Revisionsverfahren wird bei gesundheitlich belastbaren Patienten dem sofortigen kompletten Pfannenwechsel wegen seines unkomplizierten Verlaufs der Vorzug zu geben sein.

Entscheidet sich der Operateur bei hochgefährdeten und meist hochbetagten Patienten/-innen hingegen zu dem - in dieser Studie nachgewiesen - schonenderen Verfahren der DST, so sind in Anbetracht der dargestellten postoperativen Hauptkomplikationen dieses Verfahrens 3 operationsstrategische Gesichtspunkte aus dieser Studie abzuleiten:

Erstens sind intervallmäßige Röntgenkontrollen auch im hohen Alter zur frühzeitigen Erkennung von destabilisierenden periazetabulären Osteolysen mit Nachweis einer noch festen knöchernen Verankerung der Pfannenmetallschale erforderlich. Bereits bei der Sicherungsaufklärung anlässlich der Erstimplantation ist diese Anforderung an den Patienten festzuhalten.

Zweitens muss zur Verminderung der in dieser Arbeit nach DST nachgewiesenen und ätiologisch unklaren hohen Luxationsrate der prophylaktische Einsatz von Inlays mit ausgereiften Antiluxationseigenschaften erfolgen.

Drittens zwingt der nach DST auftretende Inlayverschleiß als Versagensursache dazu, den bisherigen Einsatz preisgünstiger und unvernetzter Polyethylen-Inlays aufzugeben und diese, generell und vom Alter der Patienten unabhängig, durch hochvernetzte, abriebresistente Inlays zu ersetzen.

Die sehr belastenden Dritteingriffe mit vollständigem Wechsel der Implantate und den oft invalidisierenden Folgen für die meist hochbetagten Menschen könnten vermindert werden. Die steigenden ökonomischen Auswirkungen der aufwendigen Mehrfacheingriffe an der Hüfte wären deutlich zu begrenzen.

## 6. Abbildungsverzeichnis

|          |  |    |
|----------|--|----|
| Abb. 1:  | Kontakt .....  | 15 |
| Abb. 2:  | Distanz.....   | 15 |
| Abb. 3:  | Lamellärer Knochenumbau am Titandrahtgeflecht .....  | 16 |
| Abb. 4:  | Grit blasting .....  | 18 |
| Abb. 5:  | Judet-Pfanne .....   | 19 |
| Abb. 6:  | Ridgeloock.....  | 19 |
| Abb. 7:  | Verminderte Schichthftung .....  | 20 |
| Abb. 8:  | Spiron .....   | 21 |
| Abb. 9:  | Kugelablösung.....   | 23 |
| Abb. 10: | Spongiosametall.....   | 24 |
| Abb. 11: | Tripode .....  | 25 |
| Abb. 12: | EBM (Electron Beam Melting) Monoblock-Hüftpfanne .....   | 26 |
| Abb. 13: | Dreidimensionales Titannetz .....  | 28 |
| Abb. 14: | Schematischer Ausschnitt aus der dreidimensionalen CT-Erfassung der knöchernen Verbundzonen zwischen Pfannenimplantat und Azetabulum ... | 34 |
| Abb. 15: | Schwanenhalsmeißel mit schmaler Klinge und verschiedenen Krümmungsradien der Schneidklingen .....  | 37 |
| Abb. 16: | Zimmer Explant Acetabular Cup Removal System® (Warschau, Indiana) ....   | 37 |
| Abb. 17: | Intraoperative Bildwandlerkontrolle einer knöchernen Augmentation in der trap door-Technik .....   | 38 |
| Abb. 18: | Korrektur von Inklination und Anteversion durch leicht exzentrische Einzementierung des Inlays .....                                     | 39 |
| Abb. 19: | Double socket-Technik mit Einzementieren eines Constrained liners .....  | 40 |
| Abb. 20: | Alter der 53 Patienten/-innen bei der Primärimplantation ( $\mu = 56$ Jahre) .....   | 41 |
| Abb. 21: | Alter der Patienten/-innen bei der ersten Revisionsarthroplastik ( $\mu = 72,1$ Jahre).....  | 42 |
| Abb. 22: | Alter der Patienten/-innen bei Versagen des double socket-Konstrukts und erneuter Wechseloperation ( $\mu = 74,8$ Jahre).....            | 42 |
| Abb. 23: | Größe der gewählten Pfannendurchmesser zur Erstoperation bei Männern und Frauen.....   | 43 |



|          |   |    |
|----------|---|----|
| Abb. 24: | ASA bei Erst- und Zweitoperation .....  | 44 |
| Abb. 25: | ASA bei der kompletten Entfernung des double socket-Konstrukts und<br>Wechsel auf eine zementfreie Pfanne.....                          | 45 |
| Abb. 26: | Zeitintervall zwischen Primärimplantation und erster Revision .....   | 46 |
| Abb. 27: | Gesamtstandzeit der zementfreien Tivanium®-Kernschalen bei 53 Fällen ...  | 47 |
| Abb. 28: | Ungestörter Verlauf nach einer double socket-Versorgung bis zur<br>Untersuchung 2018 .....  | 47 |
| Abb. 29: | Ungestörter Verlauf nach einer double socket-Versorgung bis zum Tod .....   | 48 |
| Abb. 30: | Die durchschnittliche Standzeit des double socket-Konstrukts mit<br>Einzementierung eines Inlays in eine festsitzende Metallschale..... | 49 |
| Abb. 31: | Die Standzeit der TM™-Pfanne nach Wechsel des double socket-<br>Konstrukts bis zum Untersuchungszeitpunkt 2018 .....                    | 49 |
| Abb. 32: | Die Standzeit der TM™-Pfanne nach Wechsel des double socket-<br>Konstrukts.....   | 50 |
| Abb. 33: | Die Standzeit der Revisionspfanne nach sofortigem kompletten Wechsel<br>der HG-II-Pfanne auf die TM™-Pfanne .....                       | 51 |
| Abb. 34: | Die Standzeit der TM™-Revisionspfannen nach sofortigem<br>Wechsel der HG-Pfannen.....   | 52 |
| Abb. 35: | Gesamte klinische Beobachtungszeit aller 53 Einzelfälle .....   | 53 |
| Abb. 36: | Operationsdauer bei der Primärimplantation einer zementfreien<br>Hüftendoprothese ( $\mu = 75,19$ Minuten).....                         | 54 |
| Abb. 37: | Operationsdauer bei alleinigem Wechsel des Inlays in der double socket-<br>Technik ( $\mu = 64,24$ Minuten).....                        | 55 |
| Abb. 38: | Operationsdauer bei sofortigem Wechsel der HG-II-Pfanne auf eine<br>Revisionspfanne ( $\mu = 84,51$ Minuten).....                       | 56 |
| Abb. 39: | Operationsdauer beim Wechsel eines double socket-Konstrukts auf<br>eine Revisionspfanne ( $\mu = 110,45$ Minuten).....                  | 57 |
| Abb. 40: | Hb-Abfall bei Erstoperation (53 Fälle) .....  | 58 |
| Abb. 41: | Hb-Abfall nach komplettem Pfannenwechsel bei der ersten Revision<br>(32 Fälle) .....  | 59 |
| Abb. 42: | Hb-Abfall nach double socket-Technik (21 Fälle).....  | 60 |

|  |    |
|--|----|
| Abb. 43: Hb-Abfall nach kompletter Entfernung des double socket-Konstrukts mit Knochenaufbauplastik und Implantation einer Tantal-TM <sup>™</sup> -Revisionspfanne ..... | 61 |
| Abb. 44: Stationäre Verweildauer nach Primäroperation.....   | 62 |
| Abb. 45: Stationäre Verweildauer nach sofortigem Wechsel der HG-II-Pfanne auf eine Revisionspfanne .....   | 62 |
| Abb. 46: Stationäre Verweildauer nach alleinigem Inlay-Wechsel in der double socket-Technik.....   | 64 |
| Abb. 47: Stationäre Verweildauer nach Wechsel des double socket-Konstrukts auf eine Revisionspfanne .....  | 65 |
| Abb. 48: Schadensklassifikation Paprosky I (47,1 %) am Azetabulum .....  | 66 |
| Abb. 49: Schadensklassifikation Paprosky II a (15,1 %) am Azetabulum .....   | 67 |
| Abb. 50: Schadensklassifikation Paprosky II b (3,8 %) am Azetabulum .....  | 68 |
| Abb. 51: Schadensklassifikation Paprosky II c (24,8 %) am Azetabulum.....  | 68 |
| Abb. 52: Schadensklassifikation Paprosky III a (5,7 %) am Azetabulum .....   | 69 |
| Abb. 53: Schadensklassifikation Paprosky III b (3,8 %) am Azetabulum .....   | 70 |
| Abb. 54: Paprosky I am Femur .....   | 71 |
| Abb. 55: Paprosky II am Femur .....  | 71 |
| Abb. 56: Paprosky III A am Femur.....  | 72 |
| Abb. 57: Paprosky III B am Femur.....  | 72 |
| Abb. 58: Gruen-Zonen .....   | 74 |
| Abb. 59: Anzahl der abriebinduzierten Osteolysen in den femoralen Zonen nach Gruen.....  | 75 |
| Abb. 60: Radiologischer Verlauf Fallnummer 7 .....   | 77 |
| Abb. 61: Radiologischer Verlauf Fallnummer 16 .....  | 78 |
| Abb. 62: Radiologischer Verlauf Fallnummer 27 .....  | 78 |
| Abb. 63: Radiologischer Verlauf Fallnummer 28 .....  | 79 |
| Abb. 64: Radiologischer Verlauf Fallnummer 30 .....  | 79 |
| Abb. 65: Radiologischer Verlauf Fallnummer 35 .....  | 80 |
| Abb. 66: Radiologischer Verlauf Fallnummer 37 .....  | 80 |
| Abb. 67: Radiologischer Verlauf Fallnummer 38 .....  | 81 |
| Abb. 68: Radiologischer Verlauf Fallnummer 43 .....  | 81 |

|          |   |     |
|----------|---|-----|
| Abb. 69: | Radiologischer Verlauf Fallnummer 49 .....  | 82  |
| Abb. 70: | Fallbeschreibung 1 einer Spätluxation .....   | 83  |
| Abb. 71: | Fallbeschreibung 2 einer Spätluxation 4 Jahre postoperativ .....  | 84  |
| Abb. 72: | Fallbeschreibung 3 einer Spätluxation 1 Jahr postoperativ .....   | 85  |
| Abb. 73: | Fallbeschreibung 4 einer Frühluxation 13 Tagen postoperativ .....   | 86  |
| Abb. 74: | Überstand der kleinen PE-Pfannen bei DST .....  | 87  |
| Abb. 75: | Pfannentrückseite PE-Pfanne mit radiären Furchen und Ringlamellen .....   | 87  |
| Abb. 76: | Innenansicht Achtelsegment des Zementmantels .....  | 88  |
| Abb. 77: | Zapfen und Zement .....   | 88  |
| Abb. 78: | Zerstörte Pfanne .....  | 89  |
| Abb. 79: | Kopfperforation .....   | 91  |
| Abb. 80: | Kernschalenfraktur .....  | 92  |
| Abb. 81: | Zementmantellösung .....  | 93  |
| Abb. 82: | Trochanterfraktur bei Paprosky II c .....   | 94  |
| Abb. 83: | Trochanterfraktur bei Paprosky III b .....  | 95  |
| Abb. 84: | Periazetabulärer Knochenschaden Paprosky II c mit abriebinduzierter,<br>zirkulärer Schaftosteolyse (Fallnr. 13) ..... | 96  |
| Abb. 85: | Paprosky II c mit femoralen Osteolysen und folgendem Bruch der<br>Prothese (Fallnr. 42) .....                         | 97  |
| Abb. 86: | Paprosky II c mit auffällig geringer femoraler Osteolyse (Fallnr. 6) .....  | 98  |
| Abb. 87: | Stark auftragende Schneidklinge des Zimmer Explant Acetabular<br>Cup Removal Systems® .....                           | 118 |
| Abb. 88: | Schematische Darstellung operationstechnischer Probleme beim<br>Pfannenwechsel .....                                  | 119 |
| Abb. 89: | Entfernung von Pfanne und Inlay mit Weichteildebridement .....  | 120 |

## 7. Tabellenverzeichnis

- Tab. 1: Schadensfallanalyse nach operativer Versorgung in der double socket-  
Technik DST und Zweitrevision mit Wechsel auf eine zementfreie Pfanne ..76
- Tab. 2: Klinischer Verlauf nach double socket-Versorgung kleiner Hüftpfannen .....90

## 8. Literaturverzeichnis

Abu-Amer Y, Darwech I, Clohisy JC. Aseptic loosening of total joint replacements: mechanisms underlying osteolysis and potential therapies. *Arthritis Res Ther* 2007, 9 Suppl 1: S6

Adelani MA, Goodman SB, Maloney WJ, Huddleston 3rd JI. Removal of Well-Fixed Cementless Acetabular Components in Revision Total Hip Arthroplasty. *Orthopedics* 2016; 39: e280-284

Adelani MA, Mall NA, Nyazee H, Clohisy JC, Barrack RL, Nunley RM. Revision total hip arthroplasty with retained acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96: 1015-1020

Alberton GM, High WA, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty: an analysis of risk factors and treatment options. *J Bone Jt Surg Am* 2002; 84: 1788-1792

Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-170

Andersson GB, Gaechter A, Galante JO, Rostoker W. Segmental replacement of long bones in baboons using a fiber titanium implant. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60: 31-40

Anselme K, Bigerelle M, Noel B, Dufresne E, Judas D, Iost A, Hardouin P. Qualitative and quantitative study of human osteoblast adhesion on materials with various surface roughnesses. *J Biomed Mater Res* 2000; 49: 155-166

Babovic N, Trousdale RT. Total hip arthroplasty using highly cross-linked polyethylene in patients younger than 50 years with minimum 10-year follow-up. *J Arthroplasty* 2013; 28: 815-817

Baker DA, Bellare A, Pruitt L. The effects of degree of crosslinking on the fatigue crack initiation and propagation resistance of orthopedic-grade polyethylene. *J Biomed Mater Res A* 2003; 66: 146-154

Beaulé PE, Ebramzadeh E, Le Duff M, Prasad R, Amstutz HC. Cementing a liner into a stable cementless acetabular shell: the double-socket technique. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 929-934

Beaulé PE, Le Duff MJ, Dorey FJ, Amstutz HC. Fate of cementless acetabular components retained during revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 2288-2293

Bedard NA, Callaghan JJ, Stefl MD, Willman TJ, Liu SS, Goetz DD. Fixation and wear with a contemporary acetabular component and cross-linked polyethylene at minimum 10-year follow-up. *J Arthroplasty* 2014; 29: 1961-1969

Berger RA, Jacobs JJ, Quigley LR, Rosenberg AG, Galante JO. Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. 7- to 11-year results. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 344: 216-226

Bidar R, Girard J, May O, Pinoit Y, Laffargue P, Migaud H. Polyethylene liner replacement: behavior and morbidity in 68 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2007; 93: 461-468

Biemond JE, Aquarius R, Verdonschot N, Buma P. Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology. *Arch Orthop Trauma Surg* 2011; 131: 711-718

Bloebaum RD, Zou L, Bachus KN, Shea KG, Hofmann AA, Dunn HK. Analysis of particles in acetabular components from patients with osteolysis. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 338: 109-118

Blom AW, Astle L, Loveridge J, Learmonth ID. Revision of an acetabular liner has a high risk of dislocation. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87: 1636-1638

Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res* 1980; 150: 263-270

Bobyn JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue response to porous tantalum acetabular cups: a canine model. *J Arthroplasty* 1999; 14: 347-354

Böhling U, Grittner U, Scholz J. Spongiosa-I-Metall-Oberflächenstruktur in der Hüftprothetik - 20-Jahres-Überlebenszeitanalyse. *Orthopädische Praxis* 2008; 44: 1-8

Boucher HR, Lynch C, Young AM, Engh CA Jr, Engh C Sr. Dislocation after polyethylene liner exchange in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18: 654-657

Bourne RB, Rorabeck CH, Burkart BC, Kirk PG. Ingrowth surfaces. Plasma spray coating to titanium alloy hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 1994; 298: 37-46

Bozic KJ, Kamath AF, Ong K, Lau E, Kurtz S, Chan V, Vail TP, Rubash H, Berry DJ. Comparative Epidemiology of Revision Arthroplasty: Failed THA Poses Greater Clinical and Economic Burdens Than Failed TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2015; 473: 2131-2138

Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Jt Surg Am*, 2009; 91: 128-133

Bradford L, Baker D, Ries MD, Pruitt LA. Fatigue crack propagation resistance of highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 429: 68-72

Brennan SA, Khan F, Kiernan C, Queally JM, McQuillan J, Gormley IC, O'Byrne JM. Dislocation of primary total hip arthroplasty and the risk of redislocation. *Hip Int* 2012; 22: 500-504

British Standards Institution (2011).BS ISO 5834-2:2011. Implants for Surgery. Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene: Moulded Forms; British Standards Online: London, UK, 2011

<https://www.iso.org/standard/55602.html> (Zugriffsdatum: 5.4.2021)

Callaghan JJ, Savory CG, O'rourke MR, Johnston RC. Are all cementless acetabular components created equal? *J Arthroplasty* 2004; 19: 95-98

Cameron HU. Bone implant interface. St. Louis Missouri: Mosby, 1994

Chang YS, Oka M, Kobayashi M, Gu HO, Li ZL, Nakamura T, Ikada Y. Significance of interstitial bone ingrowth under load-bearing conditions: a comparison between solid and porous implant materials. *Biomaterials* 1996; 17: 1141-1148

Charnley J. Surgery of the hip-joint: present and future developments. *Br Med J* 1960; 1: 821-826

Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 1960; 42-B: 28-30

Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961; 1: 1129-1132

Clohisy JC, Harris WH. The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 66-73

Cole JC, Lemons JE, Eberhardt AW. Gamma irradiation alters fatigue-crack behavior and fracture toughness in 1900H and GUR 1050 UHMWPE. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 559-566

Crowe JF, Sculco TP, Kahn B. Revision total hip arthroplasty: hospital cost and reimbursement analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2003; 413:175-182



Dammerer D, Schneider F, Renkawitz T, Putzer D, Bogensperger M, Biedermann R. High risk of hip dislocation following polyethylene liner exchange in total hip arthroplasty-is cup revision necessary? *Arch Orthop Trauma Surg* 2020; 140: 1837-1845

D'Antonio J, McCarthy JC, Bargar WL, Borden LS, Cappello WN, Collis DK, Steinberg ME, Wedge JH. Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 296: 133-139

Della Valle AG, Zoppi A., Peterson MGE, Salvati EA. Clinical and radiographic results associated with a modern, cementless modular cup design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 1998-2004

Della Valle CJ, Mesko NW, Quigley L, Rosenberg AG, Jacobs JJ, Galante JO. Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. A concise follow-up, at a minimum of twenty years, of previous reports. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91: 1130-1135

Della Valle CJ, Paprosky WG. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85-A: 1-6

Devane PA, Horne JG, Ashmore A, Mutimer J, Kim W, Stanley J. Highly Cross-Linked Polyethylene Reduces Wear and Revision Rates in Total Hip Arthroplasty: A 10-Year Double-Blinded Randomized Controlled Trial. *J Bone Joint Surg Am* 2017; 99: 1703-1714

Ducheyne P, Hench LL, Kagan 2nd A, Martens M, Bursens A, Mulier JC. Effect of hydroxyapatite impregnation on skeletal bonding of porous coated implants. *J Biomed Mater Res* 1980; 14: 225-237

Dumbleton J, Manley MT. Hydroxyapatite-coated prostheses in total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004; 86: 2526-2540

Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2002; 17: 649-661

Ebramzadeh E, Beaulé PE, Culwell JL, Amstutz HC. Fixation strength of an all-metal acetabular component cemented into an acetabular shell: a biomechanical analysis. *J Arthroplasty* 2004; 19: 45-49

Emerson Jr RH, Sanders SB, Head WC, Higgins L. Effect of circumferential plasma-spray porous coating on the rate of femoral osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 1291-1298

Endo M, Tipper JL, Barton DC, Stone MH, Ingham E, Fisher J. Comparison of wear, wear debris and functional biological activity of moderately crosslinked and non-crosslinked polyethylenes in hip prostheses. *Proc Inst Mech Eng H* 2002; 216: 111-122

Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br* 1987; 69: 45-55

Engh CA, Glassmann AH, Suthers KE. The case for porous-coated hip implants. The femoral side. *Clin Orthop Relat Res* 1990; 261: 63-81

Engh CA Jr, Hopper RH Jr, Huynh C, Ho H, Sritulanondha S, Engh CA Sr. A prospective, randomized study of cross-linked and non-cross-linked polyethylene for total hip arthroplasty at 10-year follow-up. *J Arthroplasty* 2012; 27: 2-7.e1

Espinosa-Ruiz A, Zorrilla-Ribot P, Salido-Valle JA. Polyethylene replacement by cementing a new component over the osseointegrated metal-back. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol* 2015; 59: 14-18

Fisher J, Galvin A, Tipper J, Stewart T, Stone M, Ingham E. Comparison of the Functional Biological Activity and Osteolytic Potential of Ceramic on Ceramic and Cross Linked Polyethylene Bearings in the Hip. In: D'Antonio JA, Dietrich M, Hrsg. Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 2005: 21-24

Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53: 101-114

Galvin A, Kang L, Tipper J, Stone M, Ingham E, Jin Z, Fisher J. Wear of crosslinked polyethylene under different tribological conditions. *J Mater Sci Mater Med* 2006; 17: 235-243

Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A. New polyethylenes in total hip replacement: A ten- to 12-year follow-up study. *J Bone Jt* 2013; 95-B: 326-332

Glyn-Jones S, Thomas GER, Garfield-Roberts P, Gundle R, Taylor A, McLardy-Smith P, Murray DW. The John Charnley Award: highly crosslinked polyethylene in total hip arthroplasty decreases long-term wear: a double-blind randomized trial. *Clin Orthop Relat Res* 2015; 473: 432-438

Green TR, Fisher J, Matthews JB, Stone MH, Ingham E. Effect of size and dose on bone resorption activity of macrophages by in vitro clinically relevant ultra high molecular weight polyethylene particles. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 490-497

Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E. Polyethylene particles of a 'critical size' are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials* 1998; 19: 2297-2302

Greiner JJ, Callaghan JJ, Bedard NA, Liu SS, Gao Y, Goetz DD. Fixation and Wear With Contemporary Acetabular Components and Cross-Linked Polyethylene at 10-Years in Patients Aged 50 and Under. *J Arthroplasty* 2015; 30: 1577-1585

Guo L, Yang Y, An B, Yang Y, Shi L, Han X, Gao S. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Int J Surg* 2017; 38: 123-129

Gurtner P, Aebi M, Ganz R. The acetabular roof cup in revision arthroplasty of the hip. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1993; 131: 594-600

Haft GF, Heiner AD, Dorr LD, Brown TD, Callaghan JJ. A biomechanical analysis of polyethylene liner cementation into a fixed metal acetabular shell. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 1100-1110

Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res* 1970; 4: 571-577

Haidukewych GJ. Osteolysis in the well-fixed socket: cup retention or revision? *J Bone Joint Surg Br* 2012; 94: 65-69

Hailey JL, Ingham E, Stone M, Wroblewski BM, Fisher J. Ultra-high molecular weight polyethylene wear debris generated in vivo and in laboratory tests; the influence of counterface roughness. *Proc Inst Mech Eng H* 1996; 210: 3-10

Hall RM, Unsworth A, Siney P, Wroblewski BM. Wear in retrieved Charnley acetabular sockets. *Proc Inst Mech Eng H* 1996; 210: 197-207

Hanna SA, Somerville L, McCalden RW, Naudie DD, MacDonald SJ. Highly cross-linked polyethylene decreases the rate of revision of total hip arthroplasty compared with conventional polyethylene at 13 years' follow-up. *Bone Joint J* 2016; 98-B: 28-32

Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982; 64:17-19

Harris WH. "The lysis threshold": An erroneous and perhaps misleading concept? *J Arthroplasty* 2003; 18: 506-510

Hemmilä M, Karvonen M, Laaksonen I, Matilainen M, Eskelinen A, Haapakoski J, Puhto AP, Kettunen J, Manninen M, Mäkelä KT. Survival of 11,390 Continuum cups in primary total hip arthroplasty based on data from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta Orthop* 2019; 90: 312-317

Hiemenz J, Additive Manufacturing, 2006: EBM offers a new alternative for producing titanium parts and prototypes. <https://www.additivemanufacturing.media/articles/ebm-offers-a-new-alternative-for-producing-titanium-parts-and-prototypes> (Zugriffsdatum: 29.03.2021)

Hofmann AA, Prince EJ, Drake FT, Hunt KJ. Cementation of a polyethylene liner into a metal acetabular shell: a biomechanical study. *J Arthroplasty* 2009; 24: 775-782

Hunt BJ, Joyce TJ. A Tribological Assessment of Ultra High Molecular Weight Polyethylene Types GUR 1020 and GUR 1050 for Orthopedic Applications. *Lubricants* 2016; 4: 25

Illgen RL 2nd, Forsythe TM, Pike JW, Laurent MP, Blanchard CR. Highly crosslinked vs conventional polyethylene particles -- an in vitro comparison of biologic activities. *J Arthroplasty* 2008; 23: 721-731

Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng H* 2000; 214: 21-37

Ingram JH, Stone M, Fisher J, Ingham E. The influence of molecular weight, crosslinking and counterface roughness on TNF-alpha production by macrophages in response to ultra high molecular weight polyethylene particles. *Biomaterials* 2004, 25: 3511-3522

Jaffe WL, Scott DF. Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1918-1934

Jasty M, Bragdon CR, Haire T, Mulroy Jr RD, Harris WH. Comparison of bone ingrowth into cobalt chrome sphere and titanium fiber mesh porous coated cementless canine acetabular components. *J Biomed Mater Res* 1993; 27: 639-644

Jensen JS, Retpen JB. Failures with the Judet noncemented total hip. *Acta Orthop Scand* 1987; 58: 23-26

Johanson PE, Digas G, Herberts P, Thanner J, Kärrholm J. Highly crosslinked polyethylene does not reduce aseptic loosening in cemented THA. 10-year findings of a randomized study. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 3083-3093

Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. A noncemented total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1978; 137: 76-84

Kadoya Y, Kobayashi A, Ohashi H. Wear and osteolysis in total joint replacements. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1998; 278: 1-16

Karidakis GK, Karachalios T. Oxidized zirconium head on crosslinked polyethylene liner in total hip arthroplasty: a 7- to 12-year in vivo comparative wear study. *Clin Orthop Relat Res* 2015; 473: 3836-3845

Katz JL, Mow VC. Mechanical and structural criteria for orthopaedic implants. *Biomater Med Devices Artif Organs* 1973; 1: 575-634

Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2011; 93: 500-509

Klika AK, Murray TG, Darwiche H, Barsoum WK. Options for acetabular fixation surfaces. *J Long Term Eff Med Implants* 2007; 17: 187-192

Kobayashi A, Freeman MA, Bonfield W, Kadoya Y, Yamac T, Al-Saffar N, Scott G, Revell PA. Number of polyethylene particles and osteolysis in total joint replacements. *Br Bone Joint Surg* 1997; 79: 844-848

Koch FW, Hahn M, Fink B, Amling M. Die Reaktion des Femurknochens auf den Oktaederquerschnitt der Revitan-Revisionsprothese. Histologische Befunde an einem Femur-RevitanExplantat vier Monate postoperativ. *Osteologie* 2015; 24: 120-124

Koch FW, Koch AK, Amling M, Hahn M. Histopathologische Befunde am Interface einer künstlichen Hüftpfanne mit einer 3D-Titannetz-Beschichtung nach einer Standzeit von 27 Jahren. Ein Fallbericht. *Osteologie* 2018; 27: 165-171

Koch FW, Messler HH, Wagner U, Meyer HJ. Kurzfristige Ergebnisse (2 bis 5 Jahre) der Hydroxylapatit-beschichteten Hüftendoprothesen vom Typ Furlong. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1993; 131: 562-567

Koh KH, Moon YW, Lim SJ, Lee HI, Shim JW, Park YS. Complete acetabular cup revision versus isolated liner exchange for polyethylene wear and osteolysis without loosening in cementless total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2011; 131: 1591-1600

Kulier A, Gombotz H. Perioperative Anämie. *Anaesthesist* 2001; 50: 73-86

Kurdziel MD, Ennin KA, Baker KC, Verner JJ. Increasing Liner Anteversion Decreases the Interfacial Strength of Polyethylene Liners Cemented Into Titanium-Alloy Acetabular Shells. *J Arthroplasty* 2016; 31: 2922-2925

Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 2011; 469: 2262-2277

Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials* 1999; 20: 1659-1688

Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 780-785

Kurtz SM, Ong KL, Lau E, Bozic KJ. Impact of the economic downturn on total joint replacement demand in the United States: updated projections to 2021. *J Bone Joint Surg Am* 2014; 96: 624-630

Kuzyk PRT, Saccone M, Sprague S, Simunovic N, Bhandari M, Schemitsch EH. Cross-linked versus conventional polyethylene for total hip replacement: a meta-analysis of randomised controlled trials. *J Bone Joint Surg Br* 2011; 93: 593-600

Laaksonen I, Lorimer M, Gromov K, Eskelinen A, Rolfson O, Graves SE, Malchau H, Mohaddes M. Trabecular metal acetabular components in primary total hip arthroplasty. Higher risk for revision compared with other uncemented cup designs in a collaborative register study including 93,709 hips. *Acta Orthop* 2018; 89: 259-264

Lachiewicz PF, Soileau ES. Polyethylene liner exchange of the Harris-Galante porous I and II acetabular components without cement: results and complications. *J Arthroplasty* 2006; 21: 992-997

Lachiewicz PF, Soileau ES. Second - generation modular acetabular components provide fixation at 10 to 16 years. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 366-372

Lie SA, Hallan G, Furnes O, Havelin LI, Engesaeter LB. Isolated acetabular liner exchange compared with complete acetabular component revision in revision of primary uncemented acetabular components: a study of 1649 revisions from the Norwegian Arthroplasty Register. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89: 591-594



Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillaumon JL, Gory M. Biological fixation of total hip arthroplasty without cement. Initial evaluation of 200 madreporic prostheses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1978; 64: 5-13

Lübbecke A, Roussos C, Barea C, Köhnlein W, Hoffmeyer P. Revision total hip arthroplasty in patients 80 years or older. *J Arthroplasty* 2012; 27: 1041-1046

Luedemann RE. Mechanical Characterization of the Interaction between a plasma sprayed Ti alloy coating and Ti alloy and Co-Cr Substrates. 42nd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 1996; 19-22

Maloney WJ, Herzworm P, Paprosky W, Rubash HE, Engh CA. Treatment of pelvic osteolysis associated with a stable acetabular component inserted without cement as part of a total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1628-1634

Manning DW, Chiang PP, Martell JM, Galante JO, Harris WH. In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 880-886

Marya SKS, Thukral R, Hasan R, Tripathi M. Cementless bipolar hemiarthroplasty in femoral neck fractures in elderly. *Indian J Orthop* 2011; 45: 236-242

Matsushita I, Morita Y, Ito Y, Motomura H, Kimura T. Long-term clinical and radiographic results of cementless total hip arthroplasty for patients with rheumatoid arthritis: minimal 10-year follow-up. *Mod Rheumatol* 2014; 24: 281-284

Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2009; 9: 61-71

Mayman DJ, González Della Valle A, Lambert E, Anderson J, Wright T, Nestor B, Sculco TP, Salvati EA. Late fiber metal shedding of the first and second - generation Harris Galante acetabular component. A report of 5 cases. *J Arthroplasty* 2007; 22: 624-629

McKellop H. Assessment of wear of materials for artificial joints. In: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE, eds. The adult hip. New York: Lippencott-Raven, 1998: 231-246

Meldrum RD, Hollis JM. The strength of a cement acetabular locking mechanism. J Arthroplasty 2001; 16: 748-752

Mitchell PA, Masri BA, Garbuz DS, Greidanus NV, Wilson D, Duncan CP. Removal of well-fixed, cementless, acetabular components in revision hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br 2003; 85: 949-952

Montgomery RD, Milton JL, Pernel R, Aberman HM. Total hip arthroplasty for treatment of canine hip dysplasia. Vet Clin North Am Small Anim Pract 1992; 22: 703-719

Murphy SB, Ecker TM, Tannast M. THA performed using conventional and navigated tissue-preserving techniques. Clin Orthop Relat Res 2006; 453: 160-167

National Joint Registry, 2015: 12th Annual Report 2015. National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. <https://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Portals/0/Documents/England/Reports/12th%20annual%20report/NJR%20Online%20Annual%20Report%202015.pdf> (Zugriffsdatum: 11.03.2021)

Niles JL, Coletti Jr JM, Wilson C. Biomechanical evaluation of bone-porous material interfaces. J Biomed Mater Res 1973; 7: 231-251

O'Brien JJ, Burnett RSJ, McCalden RW, MacDonald SJ, Bourne RB, Rorabeck CH. Isolated liner exchange in revision total hip arthroplasty: clinical results using the direct lateral surgical approach. J Arthroplasty 2004; 19: 414-423

Oparaugo PC, Clarke IC, Malchau H, Herberts P. Correlation of wear debris-induced osteolysis and revision with volumetric wear-rates of polyethylene: a survey of 8 reports in the literature. *Acta Orthop Scand* 2001; 72: 22-28

Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 85: 1095-1099

Orthop Res Soc, 2014: Tan TL, Moeljadi BC, Ebramzadeh E, Campbell P, Sangiorgio SN. Systematic review of clinical outcome using titanium fiber mesh porous ingrowth surfaces. <http://www.ors.org/Transactions/60/0914.pdf> (Zugriffsdatum: 12.03.2021)

Osborne JF. Die physiologische Integration von Hydroxylapatitkeramik in das Knochengewebe. *Hefte zur Unfallheilkunde* 1985; 174: 101-105

Osborne JF. Die biologische Leistung der Hydroxylapatit-Beschichtung auf dem Femurschaft einer Titanendoprothese - erste biologische Auswertung eines Humanexplantates. *Biomedizinische Technik* 1987; 32: 177-183

Paprosky WG, Perona PG, Lawrence JM. Acetabular defect classification and surgical reconstruction in revision arthroplasty. A 6-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty* 1994; 9: 33-44

Parvizi J, Pour AE, Keshavarzi NR, D'Apuzzo M, Sharkey PF, Hozack WJ. Revision total hip arthroplasty in octogenarians. A case-control study. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 2612-2618

Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 1202-1210

Petersen MB, Poulsen IH, Thomsen J, Solgaard S. The hemispherical Harris-Galante acetabular cup, inserted without cement. The results of an eight to eleven-year follow-up of one hundred and sixty-eight hips. *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81: 219-224

Petis SM, Kubista B, Hartzler RU, Abdel MP, Berry DJ. Polyethylene Liner and Femoral Head Exchange in Total Hip Arthroplasty: Factors Associated with Long-Term Success and Failure. *J Bone Joint Surg Am* 2019; 101: 421-428

Philippot R, Adam P, Reckhaus M, Delangle F, Verdot F-X, Curvale G, Farizon F. Prevention of dislocation in total hip revision surgery using a dual mobility design. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95: 407-413

Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 208:108-113

Refior HJ, Parhofer R, Ungethüm M, Blomer W. Special problems of cementless fixation of total hip-joint endoprostheses with reference to the PM type. *Arch Orthop Trauma Surg* 1988; 107: 158-171

Restrepo C, Ghanem E, Houssock C, Austin M, Parvizi J, Hozack WJ. Isolated polyethylene exchange versus acetabular revision for polyethylene wear. *Clin Orthop Relat Res* 2009; 467: 194-198

Ries MD, Link TM. Monitoring and risk of progression of osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2012; 94: 2097-2015

Röhrl SM, Nivbrant B, Snorrason F, Kärrholm J, Nilsson KG. Porous-coated cups fixed with screws: a 12-year clinical and radiostereometric follow-up study of 50 hips. *Acta Orthop* 2006; 77: 393-401

Rogiers P, Zhang H, Leeman M, Nagler J, Neels H, Mélot C, Vincent JL. (1997) Erythropoietin response is blunted in critically ill patients. *Intensive Care Med* 1997; 23: 159-162

Rothman RH, Cohn JC. Cemented versus cementless total hip arthroplasty. A critical review. *Clin Orthop Relat Res* 1990; 254: 153-169

Sabboubeh A, Khatib M Al. A Technique for Removing a Well-fixed Cemented Acetabular Component in Revision Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2005; 20: 800-801

Shah NN, Edge AJ, Clark DW. Hydroxyapatite-ceramic-coated femoral components in young patients followed-up for 16 to 19 years. *J Bone Joint Surg Br* 2009; 91: 865-869

Schlegel P. In vivo biocompatibility study of different calcium-phosphate surfaces for implant bone integration. Inaugural-Dissertation 2004, University of Zurich, Vetsuisse Fakultät.

Schmalzried TP, Campbell P, Schmitt AK, Brown IC, Amstutz HC. Shapes and dimensional characteristics of polyethylene wear particles generated in vivo by total knee replacements compared to total hip replacements. *J Biomed Mater Res* 1997; 38: 203-210

Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74: 849-863

Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, McKellop HA, McClung CD, Martell J, Moreland JR, Amstutz HC. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res* 2000; 381: 36-46

Schmidmaier G, Wildemann B, Schwabe P, Stange R, Hoffmann J, Südkamp NP, Haas NP, Raschke M. A new electrochemically graded hydroxyapatite coating for osteosynthetic implants promotes implant osteointegration in a rat model. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 168-172

Schroder DT, Kelly NH, Wright TM, Parks ML. Retrieved highly crosslinked UHMWPE acetabular liners have similar wear damage as conventional UHMWPE. *Clin Orthop Relat Res* 2011; 469: 387-394

Sheth NP, Nelson CL, Springer BD, Fehring TK, Paprosky WG. Acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2013; 21: 128-139

Sheth NP, Rozell JC, Paprosky WG. Evaluation and Treatment of Patients With Acetabular Osteolysis After Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2019; 27: e258-e267

Smith TM, Berend KR, Lombardi AV Jr, Mallory TH, Russell JH. Isolated liner exchange using the anterolateral approach is associated with a low risk of dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 441: 221-226

Søballe K, Gotfredsen K, Brockstedt-Rasmussen H, Nielsen PT, Rechnagel K. Histologic analysis of a retrieved hydroxyapatite-coated femoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1991; 272: 255-258

Søballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bünger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implant. *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75: 270-278

Springer BD, Hanssen AD, Lewallen DG. Cementation of an acetabular liner into a well-fixed acetabular shell during revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18: 126-130

Stanford CM. Biomechanical and functional behavior of implants. *Adv Dent Res* 1999; 13: 88-92

Strehle J, DeNotaro C, Orlor R, Isler B. The outcome of revision hip arthroplasty in patients older than age 80 years: complications and social outcome of different risk groups. *J Arthroplasty* 2000; 15: 690-697

Su EP. Lysis in the well-fixed shell: "hold 'em" or "fold 'em". *Orthopedics* 2010; 33: 650  
Su W, Zeng M, Hu Y, Zhu J, Wang L, Xie J. Cup revision involving retention of a fixed but malpositioned acetabular component in patients with poor general conditions. *Medicine* 2017; 96: e8622

Szmuckler-Moncler S, Perrin D, Ahossi V, Pointaire Ph. Evaluation of BONIT®, a Fully Resorbable CaP Coating Obtained by Electrochemical Deposition, After 6 Weeks of Healing: A pilot study in the Pig Maxilla. *Key Engineering Materials* 2001; 192-195: 395-398

Talmo CT, Kwon YM, Freiberg AA, Rubash HE, Malchau H. Management of polyethylene wear associated with a well-fixed modular cementless shell during revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2011; 26: 576-581

Terefenko KM, Sychterz CJ, Orishimo K, Engh Sr. CA. Polyethylene liner exchange for excessive wear and osteolysis. *J Arthroplasty* 2002; 17: 798-804

Tompkins GS, Jacobs JJ, Kull LR, Rosenberg AG, Galante JO. Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. Seven-to-ten-year results. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 169-176

Tsukamoto M, Mori T, Ohnishi H, Uchida S, Sakai A. Highly Cross-Linked Polyethylene Reduces Osteolysis Incidence and Wear-Related Reoperation Rate in Cementless Total Hip Arthroplasty Compared With Conventional Polyethylene at a Mean 12-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2017; 32: 3771-3776

Urban RM, Hall DJ, Della Valle C, Wimmer MA, Jacobs JJ, Galante JO. Successful long-term fixation and progression of osteolysis associated with first-generation cementless acetabular components retrieved post mortem. *J Bone Joint Surg Am* 2012; 94: 1877-1885

Walmsley DW, Waddell JP, Schemitsch EH. Isolated Head and Liner Exchange in Revision Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2017; 25: 288-296

Wang JP, Chen WM, Chen CF, Chiang CC, Huang CK, Chen TH. Cementation of cross-linked polyethylene liner into well-fixed acetabular shells: mean 6-year follow-up study. *J Arthroplasty* 2010; 25: 420-424

Wetters NG, Murray TG, Moric M, Sporer SM, Paprosky WG, Della Valle CJ. Risk factors for dislocation after revision total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2013; 471: 410-416

Widmer KH, Zurfluh B, Morscher EW. Kontaktfläche und Druckbelastung im Implantat-Knochen-Interface bei Press-Fit-Hüftpfannen im Vergleich zum natürlichen Hüftgelenk. *Der Orthopäde* 1997; 26: 181-189

Willie BM, Bloebaum RD, Bireley WR, Bachus KN, Hofmann AA. Determining relevance of a weight-bearing ovine model for bone ingrowth assessment. *J Biomed Mater Res A* 2004; 69: 567-576

Wilson DAJ, Corkum JP, Teeter MG, Holdsworth DW, Dunbar MJ. Early failure of a polyethylene acetabular liner cemented into a metal cup. *J Arthroplasty* 2012; 27: 820.e5-8

Yoon TR, Seon JK, Song EK, Chung JY, Seo HY, Park YB. Cementation of a metal-inlay polyethylene liner into a stable metal shell in revision total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 652-657



Young GH, Abdel MP, Amendola RL, Goetz DD, Lewallen DG, Callaghan JJ. Cementing Constrained Liners Into Secure Cementless Shells: A Minimum 15-Year Follow-Up-Study. *J Arthroplasty* 2017; 32: 3480-3483

Zajonz D, Lang N, Pönick C, Edel M, Möbius R, Busse H, Josten C, Roth A, Fakler JKM. The Impact of polyethylene abrasion on the occurrence of periprosthetic proximal femoral fractures in patients with total hip arthroplasty. *Eur J Trauma Emerg Surg* 2021; 47: 211-216

Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials* 2004; 25: 4087- 4103

Zweymüller KA, Lintner FK, Semlitsch MF. Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1988; 235: 195-206

Zywił MG, Mustafa LH, Bonutti PM, Mont MA. Are abductor muscle quality and previous revision surgery predictors of constrained liner failure in hip arthroplasty? *Int Orthop* 2011; 35: 797-802

## 9. Danksagung

Mein Dank gilt an erster Stelle meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Franz Walter Koch, für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas. Er hat mich sorgsam in die Thematik und das wissenschaftliche Arbeiten eingeführt und stand mir jederzeit mit seinem fachlichen Rat zur Seite. Ohne die permanente und durchweg motivierende Unterstützung und die professionelle, wissenschaftliche Betreuung wäre mir diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ich danke Herrn Chefarzt Dr. Pierre Göbel für die Unterstützung bei Fragen hinsichtlich der Ökonomie und dem Leiter des Endoprothesenzentrums der Maximalversorgung, Herrn Andreas Becker, für die Mithilfe bei der Beschaffung von Archivmaterial.

Herrn Dr. Paul Puls bin ich dankbar für die Unterstützung bei Fragestellungen bezüglich der zeitlichen Einordnung der in dieser Arbeit verwendeten Hüftprothesenkomponenten. Den Mitarbeiterinnen des zentralen Medizin Controllings, Frau Dr. Bettina Hofmann und Frau Dr. Myriam Telkamp, danke ich für die Unterstützung bei Fragen im Rahmen des DRG-Systems.

Ein liebevoller Dank gilt meinem Ehemann, Dr. Hubertus Lerch, für seine Geduld, sein Verständnis, seine Aufmunterung, sein immer offenes Ohr und seine hilfreichen Impulse zu dieser Arbeit.

Ich bedanke mich bei meinen Kindern, Tim und Mats Lerch, für ihre Geduld mit mir und ihr Aufmuntern während der für sie langen Zeit des Anfertigens dieser Arbeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt schließlich meinen Eltern, Renate und Peter Schumacher, für das Geschenk ihrer uneingeschränkten, bedingungslosen Liebe und ihres immerwährenden Glaubens an mich. Vielen Dank für die soziale und emotionale Unterstützung, der ich mir in jeder Phase meines Lebens sicher sein konnte und kann.