

Die Häufigkeit und Ätiopathogenese des ventralen Femurschmerzes nach zementfreier Hüftprothetik

**Eine retrospektive Studie an 4 unterschiedlichen
Schaftimplantaten**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Alexander Schreiber

aus Bonn

2024

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Franz Walter Koch
2. Gutachter: Prof. Dr. Mark Coburn

Tag der Mündlichen Prüfung: 06.06.2024

Aus der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie der GFO-Kliniken Troisdorf,
Akademisches Lehrkrankenhaus der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.
Direktor: Prof. Dr. med. F.W. Koch

Aurelia Sophie

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	7
1.	Einleitung	8
1.1	Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes	8
1.2	Die Biomechanik des Femurknochens	14
1.3	Die Biomechanik des knöchernen Verbundes von Femurknochen und Implantat	17
1.4	Diagnostischer Algorithmus der schmerzhaften Hüfttotalendoprothese in der Frühphase der Osseointegration	18
1.5	Pathophysiologie des Knochenschmerzes	21
1.6	Der ventrale Femurschmerz	24
1.6.1	Historische Begriffsentstehung und Differentialdiagnose femoraler Schmerzen nach hüftendoprothetischer Versorgung	24
1.6.2	Aktuelle Definition des ventralen Femurschmerzes	30
1.7	Die Klassifikation und Einteilung der Hüftschaftimplantate der Joint Implant Surgery & Research Foundation JISRF 2013	34
1.7.1	Die Zuordnung der untersuchten Hüftschaftimplantatgruppen zur JISRF-Klassifikation	36
1.8	Strukturelle, klinische und osteologische Aspekte der Prothesenauswahl zum Studium des ventralen Femurschmerzes	40
1.8.1	Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese	40
1.8.2	Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Songiosa Metal I®- Beschichtung	46
1.8.3	Der Tri-Lock® Kurzschaft	51
1.8.4	Der Silent® Ultrakurzschaft	57
1.9	Die klinische Fragestellung nach den Ursachen des ventralen Femurschmerzes im Gefolge zementfreier Kurzschaftimplantate der Hüfte	60
2.	Material und Methode	66
2.1	Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese	66
2.2	Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Songiosa Metal I®-Beschichtung	67
2.3	Der Tri-Lock® Kurzschaft	68
2.4	Der Silent® Ultrakurzschaft	69

3.	Ergebnisse	71
3.1	Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese	71
3.2	Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Spongiosa Metal I®-Beschichtung	82
3.3	Der Tri-Lock® Kurzschaft	100
3.3.1	Die Häufigkeit des ventralen Femurschmerzes nach Setzung des Schmalschaftes Tri-Lock®	100
3.3.2	Der femorale Schmerz anderer Genese nach Tri-Lock® Implantation	110
3.4	Der Silent® Ultrakurzschaft	115
3.4.1	Der ventrale Femurschmerz nach Implantation des Ultrakurzschafte Silent®	115
3.4.2	Die Differentialdiagnose unklarer Schmerzzustände des ultrakurzen Schaftimplantates Silent®	118
3.4.2.1	Die mechanische Frühlockerung mit Schmerzprojektion in die Knieregion	118
3.4.2.2	Die ektope Ossifikation mit ventraler intertrochantärer Periostitis und ventraler Schmerzprojektion in den proximalen Femur	122
4.	Diskussion	126
4.1	Allgemeine Schmerzproblematik des zementfreien Schaftimplantates	126
4.1.1	Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese	133
4.1.2	Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Spongiosa Metal I®- Beschichtung	138
4.1.3	Der Tri-Lock® Kurzschaft	143
4.1.3.1	Die Differentialdiagnose des postoperativen ventralen Oberschenkelschmerzes nach Tri-Lock® Hüftprothetik	143
4.1.3.2	Die Schaftsetzung und der Einfluss auf einen ventralen Femurschmerz nach Tri-Lock® Implantation	146
4.1.4	Der zementfreie Ultrakurzschaft Silent®	151
5.	Zusammenfassung	154
6.	Abbildungsverzeichnis	156
7.	Literaturverzeichnis	166
8.	Danksagung	193

Abkürzungsverzeichnis

BMI	Body-Mass-Index
CGRP	Calcitonin gene related peptide
DRG	Dorsales Ganglion
Ee	Encapsulated endings
FEM	Finite Element Modul
GHE	Grundeinheitsgröße Etspüler Hüftschaff
HAC	Hydroxyapatite coating
JISRF	Joint Implant Surgery & Research Foundation
IdN	large diameter Neuron
MCCL	Metal cementless cancellous Lübeck
MDA	Merle d'Aubigné score
sdN	small diameter Neuron
SP	Substanz P
Trk A	tyrosine A receptor kinase A
VAS	visual analog scale

1. Einleitung

1.1 Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenksersatzes

Die ersten Versuche, Hüftgelenke endoprothetisch zu ersetzen, gehen auf das Ende des 19. Jahrhunderts zurück. Themistokles Gluck, Professor in Berlin, implantierte 1891 erstmals ein künstliches Hüftgelenk aus Elfenbein, welches er mit einem Zementgemisch aus Kolophonium, Bimsstein und Gips fixierte. Das Prinzip beschrieb er in seiner 1890 veröffentlichten Publikation „Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern“ (Gluck, 1890).

Allerdings kam es durch vom Elfenbein verursachte Unverträglichkeitsreaktionen sowie septischen Lockerungen schnell zu einem Implantatversagen. Andere Versuche des endoprothetischen Ersatzes bestanden darin, ganze menschliche Gelenke zu verpflanzen. Lexer implantierte 1907 komplette Kniegelenke. Auch andere Chirurgen und Orthopäden wie Axhausen, Buchmann und Deutschländer versuchten sich an diesem Ansatz. Allerdings kam es durch hohe Infektionszahlen und Abstoßungsreaktionen zu sehr unbefriedigenden Ergebnissen (Axhausen, 1908; Buchmann, 1908; Deutschländer, 1912; Halder et al., 2012; Lexer, 1908).

Der Chirurg Ernest William Hey Groves verfolgte das Prinzip des Hüftgelenkersatzes aus Elfenbein weiter. Er entwickelte erstmals das Konzept einer Schenkelhalsprothese und veröffentlichte seine Ergebnisse 1927 im British Journal of Surgery (Groves, 1927).

Wie schon bei Gluck konnte allerdings Elfenbein auch bei seinem Ansatz den Belastungen im Hüftgelenk nicht standhalten. Etwa 10 Jahre später entwickelte Smith-Petersen das Modell der Mould-Arthroplastie-Technik. Er implantierte unfixierte Kappen zwischen Pfanne und Kopf zunächst aus Glas. Da auch dieses Material nicht ausreichend belastbar war, kamen in der Folge verschiedene Materialalternativen wie Viscaloid, Pyrexglas und Bakelit zum Einsatz, bis sich 1938 eine Hüftkappe aus rostfreiem Vitallium, eine Cobalt-Chrom-Molybdän-Legierung, als bruchfeste Variante erwies (Smith-Petersen, 1948).

Die erste Totalendoprothese eines Hüftgelenkes konstruierte Philip Wiles und setzte sie

erstmalig 1938 ein. Sie bestand aus rostfreiem Stahl und wurde im Azetabulum mit Stiften und im Femur mit Bolzen sowie einer Platte fixiert (Wiles, 1958).

Diese Prothese zeigte aufgrund wenig präziser Fertigungstechnik und dem damit verbundenem hohen Metallabrieb ebenfalls unbefriedigende Ergebnisse. Die Gebrüder Jean und Robert Judet entwickelten wie schon Hey Groves eine Schenkelhalsprothese. Als Material für den Hüftkopfersatz verwendeten sie 1946 Plexiglas, welches zuvor bereits in der Mund- und Kieferchirurgie zur Deckung von knöchernen Defekten erfolgreich eingesetzt worden ware. Der Plexiglashüftkopf wurde mit einem Stiel im Schenkelhals fixiert (Judet and Judet, 1950).

Trotz guter Primärstabilität zeigte auch dieses Prothesenmodell erhebliche Abnutzungserscheinungen, da Plexiglas sich ebenfalls als nicht dauerhaft belastbar erwies. Im Zuge der Weiterentwicklung der Prothese wurde das Plexiglas später durch den Werkstoff Vitallium, eine Legierung, die größtenteils aus Cobalt, Chrom und Molybdän besteht, ersetzt. Auch dieses Material konnte nicht verhindern, dass es zur Überlastung der Hüftpfanne mit periazetabulären Osteolysen kam. Ähnliche Erfahrungen mussten auch Thompson und Moore (mit den von ihnen entwickelten Hemiprothesen in den 1940er Jahren machen, bei denen sie auf den Ersatz der Hüftpfanne verzichteten (Moore, 1957; Thompson, 1954).

Zeitgleich zu den vorgenannten Entwicklungen konstruierten McKee und Farrar in den 1940er und 50er Jahren eine Totalendoprothese, bei der sowohl die Schaftkomponente als auch die Pfanne aus rostfreiem Stahl bestanden (Abb.1). Durch diese Kombination entstand die erste Metallgleitpaarung, die 1951 von McKee erstmals implantiert wurde. Der zunächst verwendete Stahl wurde im weiteren Verlauf durch eine Chrom-Kobalt Legierung ersetzt (McKee and Watson-Farrar, 1966).



Abb.1: Mc Kee-Farrar Hüftpfanne 1968

Einen entscheidenden Durchbruch in der Hüftendoprothetik brachten dann die Entwicklungen des Orthopäden Charnley. Im Jahr 1962 ersetzte er nach dem sog. „low friction arthroplast“-Prinzip die metallische Hüftpfanne zunächst durch eine Pfanne aus Teflon, später dann aus Polyethylen. Diese Materialwahl führte in Kombination mit einem Hüftschafte mit Metallkopf zu einer deutlichen reibungsärmeren Gleitpaarung. Er verringerte zudem den Prothesenkopfdurchmesser auf 22,225mm, wodurch die Reibung im Gleitlager weiter reduziert wurde (Charnley, 1961).

Er verankerte diese Materialien mit Polymethylmetacrylat (PMMA) im Knochen. Zuvor hatte bereits Habusch erstmals 1953 eine Hüftprothese mit PMMA verankert, aber erst durch die Verwendung des PMMA durch Charnley kam es zum weltweiten Einsatz von Knochenzement in der Hüftendoprothetik (Kuhn, 2000). Die zementierte Verankerung zeigte zunächst sehr gute Ergebnisse. Allerdings kam es im Verlauf durch Zerrüttung und Zementabrieb aufgrund Alterungsprozessen des Knochenzements zu aseptischen Lockerungen mit großen Osteolysen im Knochen. Vor dem Hintergrund dieser Erfahrungen rückte wieder die Entwicklung zementfreier Hüftprothesenverankerungen in den Vordergrund therapeutischer Überlegungen.

Die ersten Versuche einer zementfreien Verankerung der Hüftprothese startete Sivash in den 60er Jahren. Er entwickelte einen Hüftschaft, bei dem der diaphysäre Anteil mit Löchern versehen war, in welche der Knochen einwachsen sollte (Sivash, 1969).

Die angestrebte knöcherne Integration blieb indes aus. Mit dem Ziel, die zementfreie Verankerung der Hüftprothese zu optimieren, entwickelte Mittelmeier 1969 in Zusammenarbeit mit der Osteo AG die sogenannte „Tragrippen-Prothese“, die nach dem Prinzip der Oberflächenvergrößerung, einen festen Sitz der Schaftprothese gewährleisten sollte (Mittelmeier, 1983). Einen ähnlichen Ansatz verfolgte Lord 1973 mit der „Madrepore“ Prothese. Er vergrößerte die Oberfläche der Prothese durch aufgesinterte Kügelchen (Lord and Bancel, 1983).

Zur gleichen Zeit brachte Weber 1968 die erste modulare Prothese zum klinischen Einsatz. Die Modularität führte zu einer besseren Wiederherstellung der anatomischen Hüftgeometrie (Halder et al., 2012). McMinn ließ Anfang der 90er Jahre das Prinzip der Kappenprothese wieder aufleben. Er entwickelte eine knochensparende Oberflächenprothese mit Metallgleitpaarung. Die Prothese bestand aus einer Metallkappe, die mit einem Stift im Schenkelhals fixiert wurde und mit einer Metallpfanne artikuliert.

Zunächst berichtete McMinn über sehr gute Ergebnisse (McMinn, 2003; McMinn, 2003). Die anspruchsvolle Implantationstechnik der Prothese führte indes zu Fehlpositionierungen mit revisionsbedürftigen Metallosen.

Die zementfreie Implantatverankerung stellte einen neuen Ansatz in der Hüftendoprothetik dar. Diese Technik wurde ständig weiterentwickelt, sodass sie für die Hüftpfanne und den Hüftschaft heute eine zuverlässige Methode zur langfristigen Versorgung darstellt.

In einer retrospektiven Studie berichteten zum Beispiel Siebold et al. über Standzeiten von 93 % über einen untersuchten Zeitraum von mindestens 10 Jahren. In die Studie eingeschlossen war ein Patientenkollektiv mit einem Durchschnittsalter von 55,2 Jahren, bei dem ein CLS-Spotorno Schaft implantiert wurde (Siebold et al., 2001).

Auch die Studie von Archiebeck MJ et al. von 1983 zeigte bei 74 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 52 Jahren bei Erstimplantation eine 100 %ige Überlebensrate nach

10 Jahren im Anschluß an eine zementfreie Hüftprothesenversorgung (Archiebeck et al., 1983).

Mulroy W.F. et al. kamen in ihrer Studie auf eine 98 %ige Überlebensrate von zementiert implantierten Hüftschäften über einen Zeitraum von mindestens 14 Jahren (Mulroy et al., 1995).

Die Standzeiten der heutigen Hüftendoprothesen haben sich im Laufe der Jahre noch weiter verbessert. Die Verwendung von nicht porösen, soliden Implantaten in der Prothetik zeigte bei längerer Standzeit oft schlechte Ergebnisse aufgrund von Lockerungen mit nachfolgender Migration. Stress-shielding der steifen Implantate mit ungleicher Lastverteilung führten zur Knochenatrophie und Resorption im Knochenlager. Unterschiede im E-Modul von Implantat und umgebendem Knochen führten zwangsläufig zu Bewegungen am Interface. Belegte man jedoch die solide, steife Kernschale einer Hüftpfanne oder den Schaft mit einer mehr flexiblen und dem E-Modul des Knochens angeglichenen Schicht, so führte diese zu einer Vergleichmäßigung der Kraftübertragung. Die für die primär stabile Einheilung des Implantates ungünstigen Relativbewegungen an der Grenzschicht zwischen Knochen und Implantat wurden verringert. Das implantierte Konstrukt sollte demnach mit einer porösen Schicht belegt werden, welche möglichst annähernd die elastischen Eigenschaften des umgebenden Knochengewebes aufwies. Eine Methode zur sicheren Verankerung eines Implantates im Knochen bestand in der Verwendung von porösen Beschichtungen, deren Poren und Interkonnektivität der Porenkanäle einen verlässlichen Knocheneinwuchs gewährleisten konnten.

Da die poröse Deckschicht eines Implantates zwangsläufig einem ständigen Lastwechsel mit teils erheblicher Krafteinwirkung ausgesetzt war, mussten mehrere osteologische und biomechanische Anforderungen erfüllt werden. Um einen unbehinderten Knocheneinwuchs mit der erforderlichen Vaskularisation zu gewährleisten, sollte die Porengröße 100μ überschreiten. Die Poren sollten offen und durch Porenkanäle miteinander verbunden sein. In Tierversuchen musste die biologische Verträglichkeit und Kompatibilität nachgewiesen sein. Der Herstellungsprozess der Beschichtung sollte eine variable Gestaltung von Schichtdicke und Porosität mit möglichst hoher Maßtreue des Aufbaues ermöglichen. Die Elastizität des verwendeten Materials und der Aufbau der dreidimensionalen Beschichtung sollte sich der Steifigkeit des Knochens angleichen. Unter ständiger Wechsellast sollte die Haftschrift eine hohe Ermüdungsbruchfestigkeit

aufweisen. Unter Berücksichtigung dieser Anforderungen waren das Reintitan oder Titanlegierungen wie Titanium für eine solche Beschichtung sehr geeignet. Im Laufe der Zeit entwickelte sich eine äußerst komplexe Beschichtungstechnologie, die zahlreiche und unterschiedliche Plasmasprayverfahren, das electron beam melting und die Titanschüttung zur Anwendung brachte.

Für die in dieser Studie untersuchten konventionellen Prothesenschäfte lagen überzeugende Langzeitergebnisse vor.

Der Furlong HAC®-Schaft ist in seiner ursprünglichen Form bis heute sehr erfolgreich. Es liegen Standzeiten bis zu 25 Jahren vor (Sandiford et al., 2014; Shetty et al., 2005; Syed et al., 2015).

Der zementfreie Spongiosametal®-Lübeck-Schaft aus Chrom, Cobalt und Molybdän zeigt gute 12-Jahresergebnisse (Scholz and Sielewicz, 1992).

Im Vergleich zu den konventionellen Schäften liegen bei den in dieser Arbeit untersuchten Kurzschaften Trilock BPS und dem Ultrakurzschafft Silent® naturgemäß erst kurz- und mittelfristige Ergebnisse vor. Trotz guter ossärer Integration wurde bei der Trilock-Prothese das Problem des ventralen Femurschmerzes früh erkennbar (Chen et al., 2014; Sperati and Ceri, 2014).

Nachdem die biomechanischen Bedingungen eines soliden knöchernen Einbaues des Ultrakurzschafftes Silent® geklärt waren, kam dieses Mikroimplantat nur wenige Jahre zum Einsatz. Mittelfristige Ergebnisse liegen noch nicht vor (Bishop et al., 2010).

Der epidemiologische Jahresbericht des Endoprothesenregisters Deutschland (EPRD) von 2020 registrierte für das Jahr 2019 rund 158.000 Erstimplantationen einer Hüftprothese in Deutschland. Es wurden zu 40 Prozent männliche und zu 60 Prozent weibliche Patienten versorgt.

Der Anteil der zementfreien Hüftprothesenverankerung lag in Deutschland bei 78,4 Prozent. Innerhalb von 5 Jahren betrug die Steigerungsrate 3,6 Prozent. Der Anteil an Kurzschaftprothesen belief sich auf 10,4 Prozent. Hinsichtlich der Wahl der Gleitpaarung hat sich die Versorgung mittels Keramikköpfen in Deutschland mittlerweile in Kombination mit hochvernetztem Polyethylen oder einem Keramik-Inlay als Standard durchgesetzt.

Im Jahr 2019 wurden 17903 Revisionseingriffe erforderlich. Die beiden Hauptgründe waren Lockerungen (27 Prozent) und Infektionen (15,5 Prozent), gefolgt von

periprothetischen Frakturen (12,1 Prozent) und Luxationen (11,9 Prozent) (Grimberg et al., 2020).

Insgesamt wurden hierzulande im Jahr 2019 bezogen auf 100.000 Einwohner durchschnittlich 314,9 Implantationen künstlicher Hüftgelenke durchgeführt. Damit liegt Deutschland weltweit auf dem ersten Platz, gefolgt von der Schweiz (312,9 je 100.000 Einwohner) und Österreich (294,9 je 100.000 Einwohner). Die Zahl der Eingriffe mit künstlichem Hüftgelenkersatz hat nach der Berichterstattung in den letzten 10 Jahren um 14 Prozent zugenommen. Aufgrund der demographischen Entwicklung kann von einer weiteren Steigerung ausgegangen werden (Radke, 2022).

1.2 Die Biomechanik des Femurknochens

Der Schaft (Diaphyse) des Femurknochens besteht aus einer kompakten Knochensubstanz (Kortikalis, Kompakta). Epiphysen und Metaphysen des proximalen Femurs beinhalten die Spongiosa mit einer eher schwammartigen Knochenstruktur. Grundbausteine der kräftigen Kompakta sind die Osteone (Haverssches System), die etwa 250 µm dick sind und eine Länge von 1 bis 5 cm haben. Die zylindrischen Gebilde führen ein zentrales Blutgefäß und bestehen aus 2 bis 3 µm dicken, konzentrisch geschichteten Knochenlamellen, die um einen zentralen Kanal (Havers-Kanal) angeordnet sind. Die Versorgung des Haversschen Systems erfolgt durch die Volkmann-Kanäle, die radial nach außen gerichtet sind. Neben den Osteonen wird die Kompakta des Röhrenknochens randständig von konzentrischen Lamellen belegt, die an das Periost angelagert sind. Der kompakte Knochen geht als Endost in die femorale Spongiosa über. Wolff erkannte, dass sich die Architektur des Skelettes ändern lässt, wenn sich die wirksamen Belastungen und damit die Beanspruchungen ändern. 1892 nannte er dieses Phänomen „Das Gesetz der Transformation der Knochen“ (Wolff's Law) (Wolff, 1892; Wolff, 1899). Pauwels erbrachte 1965 durch spannungsoptische Versuche den Beweis, daß die Massenverteilung der Spongiosadichte auch einen Rückschluß auf die Art der Beanspruchung erlaubte. Er fand heraus, daß die Verteilung der Spongiosadichte im Femur mit der Größenverteilung der Beanspruchung übereinstimmte (Pauwels, 1965). Aufgrund der ausgeprägten Anisotropie der Knochenstruktur sind die mechanischen

Eigenschaften des proximalen Femurs richtungsabhängig. In Abhängigkeit der Kollagenfaserorientierung und dem Grad der Mineralisation und Knochendichte ergeben sich zwangsläufig unterschiedliche mechanische Eigenschaften. Dieser Sachverhalt führt zu unterschiedlichen Angaben der gemessenen Steifigkeit und Festigkeit und stellt erhebliche Anforderungen und Einschränkungen an FEM- Modelle. Die angegebenen Steifigkeitswerte des kortikalen und spongiösen Knochens zeigen dementsprechend Abweichungen in Abhängigkeit der Belastungsrichtung. Für den kompakten Knochen werden bei Belastung in longitudinaler Richtung (entlang der Knochenachse) Werte zwischen 8,5 bis 27,6 GPa angegeben. Der E-Modul des spongiösen Knochens wird mit 0,1 bis 3 GPa angegeben (Carter and Spengler, 1978; Reilly and Burstein, 1974).

Die E-Modul Werte der Spongiosa bewegen sich in einem Bereich von 0,1 bis ca. 3 GPa. Eine ähnliche Streubreite der Ergebnisse liegt bei der Messung der Druck- und Zugkräfte vor. Im spongiösen Bereich hat der Grad der Mineralisation und der Spongiosadichte einen wesentlichen Einfluss auf die Materialfestigkeit (Gibson and Ashby, 1997; Martin, 2007).

Unter der Belastung durch das Körpergewicht wird der Femur verformt. Die Biegebelastung wirkt nicht nur in der Frontalebene sondern auch in der Sagittalebene, da der gesamte Femur in dieser Ebene gebogen ist (Abb.6).

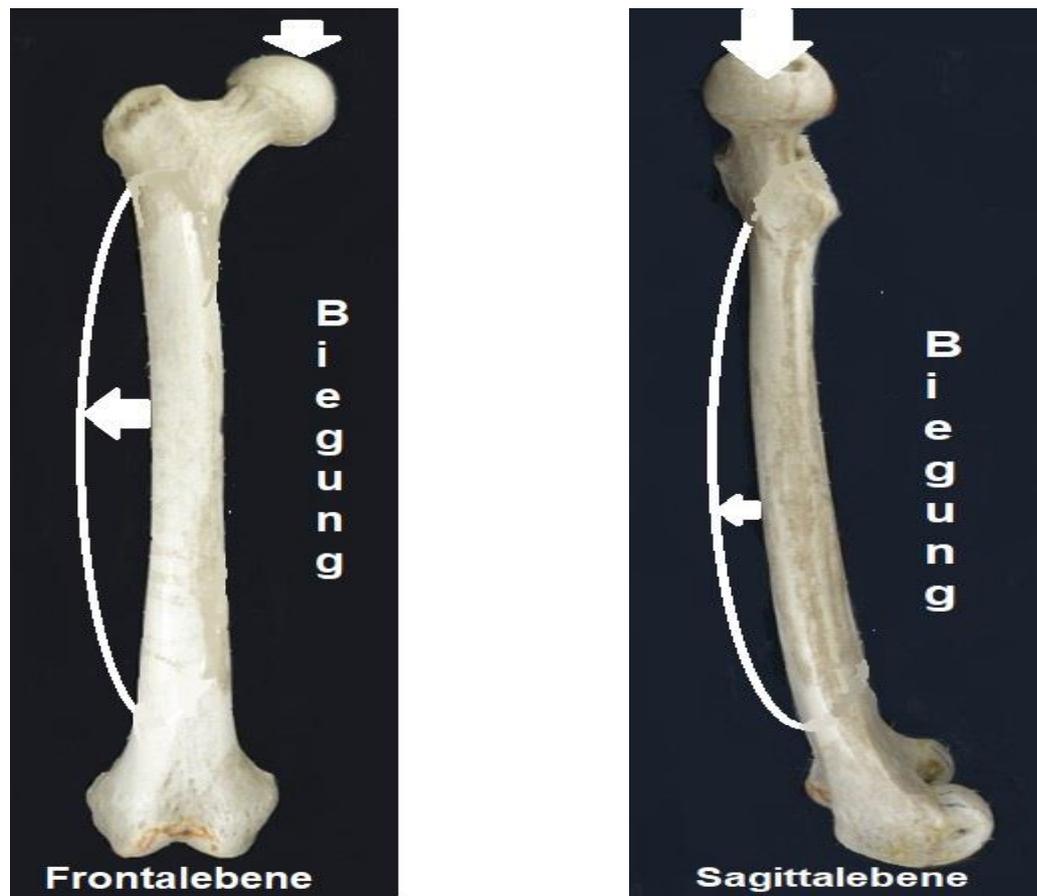


Abb.6: Biegung des Femurs unter Belastung in sagittaler und frontaler Ebene

Die femoralen Knochenstrabekel, welche auf Zug beansprucht werden, treten als Zugtrajektorien, diejenigen, welche auf Druck beansprucht werden, als Drucktrajektorien in Erscheinung. Sie werden allgemein auch als Spannungstrajektorien bezeichnet. Diese führen im Knochengewebe zu spezifischen Anpassungserscheinungen im Sinne einer „zweckmässigen“ Organisation der Spongiosaarchitektur aber auch zu einer funktionellen Anpassung der Knochenkompakta (Huiskes, 1986; Huiskes et al., 1987; Pauwels, 1955; Weinans et al., 1992).

Für die Knochenstruktur hängt die spezifische Wirkung ab von der Belastungsgröße, Dauer und zeitlichen Abfolge der mechanischen Stimulationen (Duncan and Turner, 1995).

1.3 Die Biomechanik des knöchernen Verbundes von Femurknochen und Implantat

Das Verhalten eines Verbundes von Femurknochen und versteifendem Implantat als Fremdkörper im Knochen setzt grundlegende Kenntnisse des biomechanischen Verhaltens des unberührten Röhrenknochens voraus. Die Resektion des Schenkelhalses und die Vorbereitung eines Knochenlagers für den Prothesenschaft bedingt die Entfernung der Spongiosa im proximalen Femurdrittel. Unter dem Gesichtspunkt der funktionellen Bedeutung des trabekulären Knochens als einem „hydroelastischen Federsystem“ wird bei der Operation der „tatsächliche Kraftimpulstransmitter“ im proximalen Femur entfernt (Copf und Holz, 1994; Copf, 2004a; Copf, 2004b; Kallabis et al., 2003).

Finite-Elemente-Modelle gaben Hinweise auf eine Optimierung des Schaftes mit bestmöglicher Anpassung an den Knochen, nachdem die biomechanischen Verhältnisse des femoralen Knochenlagers aufgeklärt worden waren (Kuiper and Huiskes, 1997).

Zur Beurteilung der Veränderung des Spannungs-Dehnungs-Zustandes des Femurs und der resultierenden Stress-Shielding-Wirkung durch das Einsetzen des Implantats wurde jeweils eine Finite-Elemente-Analyse des resezierten Femurs mit Implantatmontage für einen klinisch relevanten Belastungszustand durchgeführt. Huiskes et al. bauten in ihrem Modell des adaptiven Knochenumbaus darauf auf und berechneten einen Bereich um die physiologische Dehnungsenergiedichte, in dem kein Wachstumsstimulus vorhanden sein sollte. Das Modell wurde auf die postoperativen Knochenumbauten nach Implantation einer Hüftprothese angewandt (Huiskes, 1986; Huiskes et al., 1987).

Kumar und George konnten nachweisen, dass der Stress-Shielding-Effekt, gemessen als Differenz zwischen dem E-Modul im intakten und mit einem Implantat versehenen Femur, abnahm, wenn die Verteilung des Elastizitätsmoduls optimiert wurde (Kumar and George, 2017).

Die telemetrische Messung der Belastung von Hüftgelenksprothesen mit eingebauten Miniaturmessgeräten und Sendern brachte bei 2 Patienten über 5 Jahre einige neuere Ergebnisse. Es zeigte sich, dass die Torsionsbelastung einer Hüftprothese kritischer war als die Belastung in der Frontalebene. Die Gelenkkraft erreichte beim Gehen das vier- bis 8-fache des Körpergewichtes. Entgegen bisherigen Angaben zeigten sich keine extrem

hohen Gelenkkräfte beim Aufstehen oder Treppensteigen (Bergmann, 1997). Insgesamt tendierten sämtliche Forschungsergebnisse zu der gemeinsamen Aussage, dass Schaftgeometrie, Material und Oberflächenbearbeitung einen möglichst niedrigen und dem Knochen annähernden E-Modul aufweisen sollten. Desgleichen sollte die Krafteinleitung möglichst in den metaphysären oder epiphysären Bereich verlagert werden, um einen load transfer auf den distalen Schaftanteil zu verhindern und ein proximales stress shielding mit der Folge einer allmählichen aseptischen Lockerung des Implantates zu unterbinden.

1.4 Diagnostischer Algorithmus der schmerzhaften Hüfttotalendoprothese in der Frühphase der Osseointegration

Das ventrale Femurschmerzsyndrom nach Implantation eines zementfreien Kurz- oder Standardschaftes entwickelt sich meist in der Früh- und Intermediärphase der knöchernen Osseointegration. Sie tritt regelhaft nach 2 Monaten unter Vollbelastung und Zunahme der Hüftfunktion und Muskelkraft ein. Ein über Jahrzehnte anhaltender, adaptierender Knochenumbau um das Implantat schließt sich an. Das differentialdiagnostische Vorgehen bei der Untersuchung von anfänglich auffälligen Beschwerden nach endoprothetischem Ersatz der Hüfte muss zunächst alle Krankheitsursachen ausschließen, die zu vorwiegend in den ventralen Femur ausstrahlenden Schmerzen führen. Da die Patienten meist den Schmerz nicht genau beschreiben können, ist die sorgfältige Ganzkörperuntersuchung (Ganganalyse) und die Überprüfung des Gefäßstatus und der sensiblen Nachbarzonen wie Wirbelsäule, Becken und Knie unumgänglich. Hoberg et al fanden bei ihrer Studie heraus, dass bis zu 22 % der hüftoperierten Patienten zunächst nicht völlig zufrieden waren und über meist uncharakteristische Beschwerden klagten (Hoberg et al., 2011). Die Frage nach dem Zeitpunkt der auftretenden Schmerzen kann Hinweise auf die möglichen Ursachen geben. Nächtliche Schmerzen lassen an einen Infekt oder eine inflammatorische Reaktion vor Eintritt von Ossifikationen denken. Schmerzen unter Vollbelastung beim Stehen lassen eine Implantatlockerung vermuten. Treten die Beschwerden beim Gehen auf, wird bei unauffälligem radiologischen Befund eine intraartikuläre Ursache unwahrscheinlich. Hier sind neurale Wurzelaffektionen auszuschließen. Die Nervenwurzeln L2 bis L4 können durchaus coxalforme und nach

ventral distal ausstrahlende Schmerzen erzeugen. Weiterhin sind iatrogene Nervenschädigungen und eine schmerzhafte Beteiligung der Kreuzdarmbeingelenke auszuschließen. Die Rate der intraoperativ entstandenen und zunächst nicht bemerkten Nervenschädigungen mit meist guter Erholungstendenz wird nach Hüftprothetik mit einer Häufigkeit von 0,6 % bis 2,24 % angegeben (Oldenburg and Muller, 1997; Pekkarinen et al., 1999). Wird der Hüftschmerz vorwiegend beim Sitzen angegeben, so muss an das Krankheitsbild des Iliopsoas - Impingements (IPI) gedacht werden, welches in Zusammenhang mit neueren Prothesengeometrien in seiner Häufigkeit zunimmt (Jerosch et al., 2011). Die Schmerzprojektion des IPI kann sich bis in die Knieregion erstrecken und damit den Eindruck einer neurologischen Affektion erwecken oder einer Femurpathologie vortäuschen (Torriani et al., 2009). Mit der Frage nach dem zeitlichen Eintritt der Schmerzen können grundsätzlich bereits frühe, einige Tage nach der Operation auftretende Probleme von mittelfristigen (Wochen) und spätauf tretenden Schmerzen (Jahre) unterschieden werden. Seit 1988 kristallisierte sich das Krankheitsbild des ventralen Femurschmerzes als Folgezustand der zementfreien Schaftprothetik mit einem Schmerzbeginn in der Vollbelastungsphase und einer bereits weit fortgeschrittenen Osseointegration etwa 2 Monate postoperativ heraus. Geklagt wird über plötzlich einschließende Schmerzen beim Aufstehen vom Stuhl oder beim Treppensteigen, die unter weiterer Gehbelastung allmählich wieder verschwinden. Bei radiologisch unauffälligem Befund mit ungestörter knöcherner Einheilung des Implantates tritt der Schmerz offensichtlich unter dem Einfluss erheblicher Biege- und Torsionskräfte auf und lässt auf das Krankheitsbild des ventralen Femurschmerzes schließen (Ville et al., 1991). Die Annahme eines solchen Krankheitsbildes hat zur Voraussetzung, dass sämtliche anderen Ursachen einer nach ventral distal gerichteten Schmerzausstrahlung ausgeschlossen wurden. Ein Infekt muss nach wie vor labormäßig und klinisch ausgeschlossen sein. Intraoperativ nicht erkannte Schaftfissuren sind computertomographisch detektierbar und auszuschließen. Ebenso ist an solche periartikulären Ossifikationen zu denken, die sich in der Ventralregion der Hüfte ausbilden und frühestens erst in ihrer Mineralisationsphase 6 bis 8 Wochen postoperativ radiologisch erkennbar werden. Intermediär nach Monaten auftretende Beschwerden sind meist bedingt durch die allmähliche Zunahme der Hüftfunktion und Belastung. Mit Zunahme der Hüftbeweglichkeit können sich die Gelenkpartner nähern. Ist die

Anbindungsgeometrie nicht regelhaft, kommt es zwangsläufig zu Anstoßphänomenen oder Aushebelungen. Eine spürbare Luxationstendenz gibt Anlass zur Bestimmung der Positionierung von Pfanne und Schaft zueinander und im Knochen mittels der Rotations-Computertomographie. Ein knöchernes Impingement, wie es zwischen Trochanter major und Os ilium oder dem Trochanter minor und dem Sitzbein auftritt, ist bedingt durch eine intraoperative Reduzierung des Offset (Barrack, 2000). Die Verkleinerung des Offsets ist häufig bedingt durch die Formgebung des Schaftes, der eine Wiederherstellung des anatomisch vorgegebenen Offsets nur durch Verwendung eines Kopfes mit längerem Hals ermöglicht. Die zwangsläufige Folge ist immer eine vom Operateur nicht zu vermeidende Beinverlängerung (Iagulli et al., 2006). In bildwandlergesteuerten Funktionsaufnahmen ist das Impingement oft nachweisbar und der Messvergleich mit dem Offset der Gegenseite zeigt das Ausmaß des Offsetverlustes. Letztendlich sind alle weiteren, hüftfernen Pathologien trotz ihres seltenen Auftretens auszuschließen. Die Pathologien im gesamten Beckenbereich bei vorwiegend hochbetagten Patienten, wie Stressfrakturen der Massa laterales oder osteoporotische, instabile Beckenringfrakturen sind, ähnlich wie osteoporotische Wirbelfrakturen und Instabilitäten, auf Nativaufnahmen oder im Computertomogramm zu detektieren. Bei nicht erklärbaren periprothetischen Schmerzen ist eine gefäßchirurgische Abklärung der Aorta und ihrer Gefäßabgänge durchzuführen. Nach Ausschluss aller möglichen Ursachen, die in der Frühphase der endoprothetischen Osseointegration eine Schmerzprojektion in die Tiefe der Leiste und den die ventrale Femurregion hervorrufen können, ist ein ventraler Oberschenkelschmerz wahrscheinlich. Als ventraler Femurschmerz („postoperatives vorderes Femurschmerzsyndrom“, „midtigh pain“, „thigh pain“) wird demnach ein belastungsabhängiger Schmerz verstanden. Er lässt sich nach knöchern eingeheiltem zementfreien Schaftimplantat im Laufe der zunehmenden Mobilisierung unter Vollbelastung am Übergang von der Schaftspitze zum nicht instrumentierten Femur lokalisieren. Das radiologische Korrelat zeigt endokortikale und medullär meist sklerosierende Knochenumbauvorgänge, die als Reaktion auf schmerzhaftes Mikrofrakturen in der Nähe eines Schaftspitzenkontaktes mit der Endokortikalis des Femurs zu deuten sind. Die oft begleitende und umschriebene Verdickung der Kompakta (Hyperkortikalisierung) wird als adaptierende Knochenverstärkung in der durch

Spannungsspitzen belasteten Übergangszone von versteiftem Femur zum implantatfreien Femur gedeutet.

1.5 Die Pathophysiologie des Knochenschmerzes

Die Innervation des Knochens war lange Zeit schwer erforschbar und die Ergebnisse umstritten. Mit einfachen Färbemethoden lagen zunächst nur bei dem experimentell gut erreichbaren Periost frühe Hinweise auf dort befindliche neurale Elemente vor. Erst der Einsatz von immunhistochemischen Markern für verschiedene Neuropeptide erbrachte Beweise dafür, dass Nervenfasern mineralisierten Knochen, Knochenmark und Periost innervieren konnten. Die dargestellten afferenten Neurone, die zum Knochenmark und Periost hin verliefen, stammten sowohl dem sensorischen als auch dem autonomen Nervensystem zugeordnet (Abb.7) (Bjurholm et al., 1988; Duncan and Shim, 1977; Gronblad et al., 1984; Hill und Elde, 1988; Hohmann et al., 1986; Mach et al., 2002).

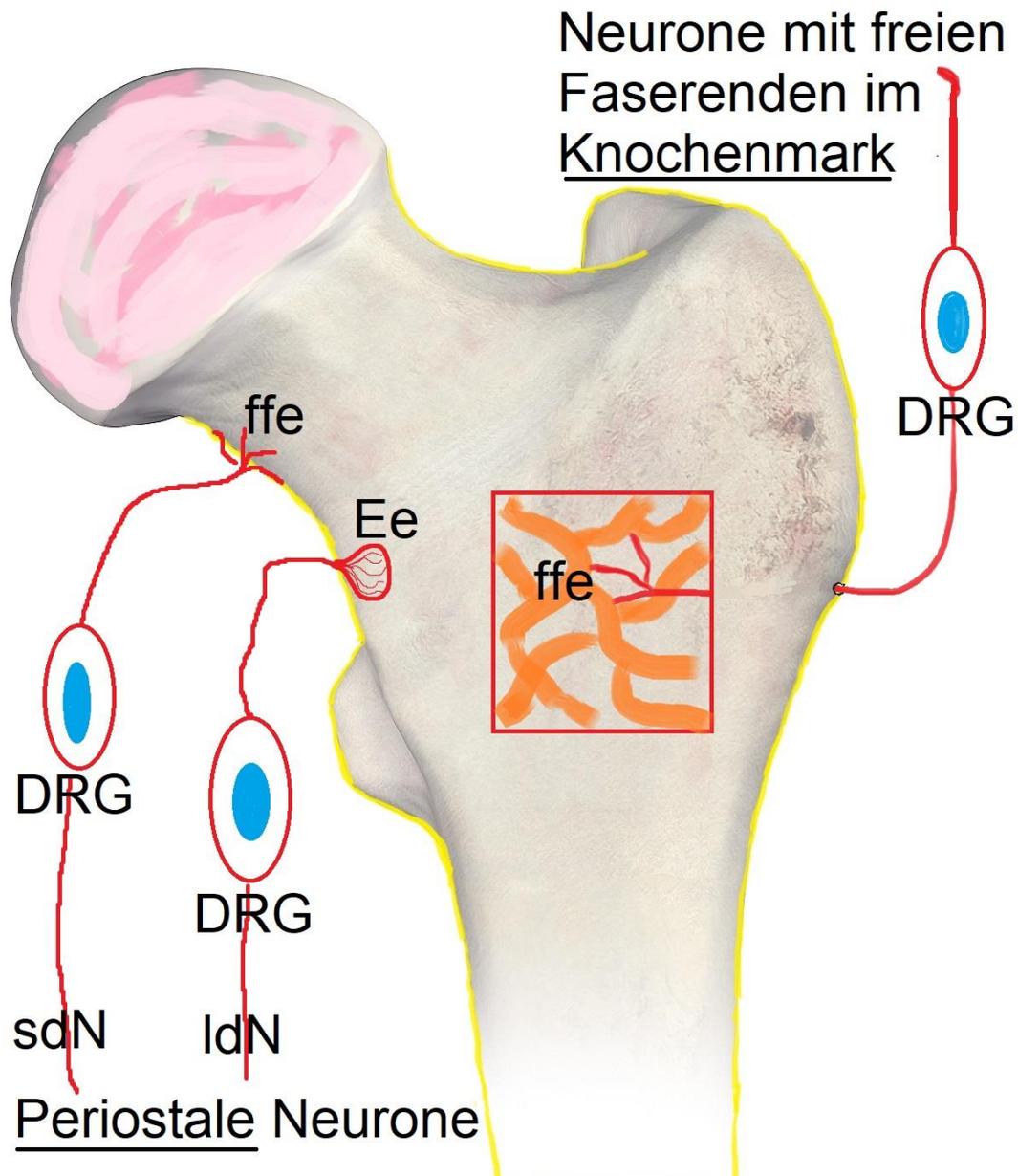


Abb.7: Schematische Darstellung der periostalen und intraossären Innervation des Knochenmarks am Beispiel des menschlichen Femurs. Die primär afferenten Neurone der dorsalen Ganglien (DRG) für die Innervation von Periost, Knochen und Knochenmark sind myelinisiert oder nicht myelinisiert, und weisen vorwiegend sehr dünne Fasern auf (sdN= small diameter Neurons). Sie verzweigen sich im Periost und Knochenmark als freie Faserenden (ffe= free fiber endings). Einige afferente Neurone haben dickere Nervenfasern (ldN= large diameter Neurons). Ihre Fasern enden im Periost als abgekapselte Endkörperchen (Ee=Encapsulated endings). Sie exprimieren eine Kombination von Markern, die charakteristisch für afferente nozizeptive Neurone sind.

Die Substance P (SP), die tyrosine receptor kinase A (Trk A), das calcitonin gene-related peptide (CGRP) und das bind isolectin B4 (IB4) werden in nozizeptiven Neuronen

nachgewiesen und machen so deren histopathologische Zuordnung möglich (Aso et al., 2014; Gajda et al., 2004; Ivanusic et al., 2009). Neben Dehnungsrezeptoren im Periost wurden vielfach Nozizeptoren gefunden, die den intramedullären Knochenschmerz aus dem Knochenmark zum Zentralnervensystem weiterleiten. Das Periost wird durch schnellleitende Axone mit großem Durchmesser innerviert, an deren Enden sich eingekapselte Strukturen befinden, die als Sensoren fungieren. Ihre Rolle als Schmerzrezeptoren ist zurzeit noch nicht sicher belegbar. Axone mit kleineren Durchmessern und einer langsameren Leitgeschwindigkeit weisen die für die Nozizeptoren typischen freien Endigungen auf. Ihre Aktivierung ist höchstwahrscheinlich für die Schmerzweiterleitung aus einem irritierten Periostareal verantwortlich. Während nach mechanischer, chemischer und möglicherweise thermischer Stimulation der Markhöhle über die Gesamtreaktion der Nervenaktivität berichtet wurde, wurde die Reaktion einzelner Einheiten nicht untersucht. Daher ist nicht klar, ob und wie einzelne Neuronen, die die Markhöhle innervieren, auf mechanische, chemische oder thermische Stimuli reagieren oder ob sie auf mehrere Stimulustypen reagieren, wie dies bei polymodalen Nozizeptoren in anderen Gewebesystemen der Fall ist. Es ist auch nicht bekannt, ob sie durch Entzündungsmediatoren oder andere chemische Stimuli sensibilisiert werden können. Das heutige Wissen um die Neurophysiologie von sensorischen Neuronen, die das Knochenmark oder die Knochenmarkshöhle innervieren, ist im Gegensatz zur nervalen Versorgung des Periostes noch sehr begrenzt. Nach mechanischer, thermischer und chemischer Stimulation der Markhöhle lassen sich klinisch eindeutige Reaktionen ableiten. Sie stellen jedoch die summative Gesamtleistung der neuralen Aktivität dar (Furusawa, 1970; Seike, 1976). Während nach mechanischer, chemischer und möglicherweise thermischer Stimulation der Markhöhle die Nervenaktivität als Gesamtreaktion gemessen wurde, konnte die Reaktion einzelner afferenter Neurone nicht differenziert und untersucht werden. Daher ist nicht klar, ob und wie einzelne Neuronen, die die Markhöhle innervieren, als Einzelfasern auf noxische mechanische Reize, noxische thermische Reize und chemische Substanzen, die bei Gewebsverletzungen und Entzündungen frei werden, reagieren. Es ist nicht auszuschließen, dass sie die Fähigkeit haben, auf mehrere Stimulustypen zu reagieren, wie dies bei polymodalen Nozizeptoren in anderen Geweben der Fall ist. Es ist auch nicht bekannt, ob sie durch Entzündungsmediatoren oder andere chemische Stimuli

sensibilisiert werden können. Für den konkreten klinischen Befund des ventralen Femurschmerzes muss eine intramedulläre und hier vorwiegend endokortikale Schmerzstimulation angenommen werden.

1.6 Der ventrale Femurschmerz

1.6.1 Historische Begriffsentstehung und Differentialdiagnose femoraler Schmerzen nach hüftendoprothetischer Versorgung

Der Begriff des ventralen Femurschmerzes, der als dumpfer, belastungsabhängiger Schmerz beim Aufstehen und in der Anlaufphase eines knöchern fest integrierten zementfreien Schaftimplantates auftritt und sich nach Entlastung sofort wieder zurückbildet, war in der Zeit der Hüftprothetik mit Vollzementierung der Implantate nicht existent.

Gut befestigte, zementierte Schaftimplantate erzeugten aus zwei Gründen keinen ventralen Oberschenkelschmerz. Erstens verhinderte der Acrylzementverbund mit Knochen und Implantat alle Mikrobewegungen, die bei der natürlichen Hüft- und Beinbelastung durch axiale und torsionale Kräfte entstehen. Zweitens wurde bei der fortgeschrittenen Zementiertechnik aufgrund der frühen Erkenntnisse über den unphysiologischen E-Modulsprung an der Schaftspitze der Verschluss des Femurkanales 2 cm distal der Prothesenspitze standardmäßig eingeführt. Mit dieser Maßnahme wurde ein genügend hoher Pressdruck für die Zementverankerung erzeugt und gleichzeitig ein harmonischer, elastischer Übergang zum nicht ausgesteiften distalen Femur erreicht. Durch den elastischen Zement wurden Spannungsspitzen reduziert. Die unklaren vorderen Femurschmerzen der mit Zement fest verankerten Prothesen entwickelten sich meist ganz allmählich. Das radiologische Korrelat stellte sich als auffällige Osteolyse mit und ohne Hyperkortikalisierung der Femurkompakta am Übergangsbereich von der Prothesenspitze zum Zementsockel bis hin zum Markraumstopfer dar (Abb.8).



Abb.8: Rechts: Unruhige Osteolysezone unter der Schaftspitze mit reaktiver Hyperkortikalisierung (Pfeile). Ventraler Dauerschmerz des Femurs bei noch fester proximaler Schaftverankerung. Links: Normalbefund.

⚠

An der Spitze des zementierten Schaftes in der Übergangsregion zum implantatfreien Knochen kam es zwangsläufig zu Spannungsspitzen (Abb.9).

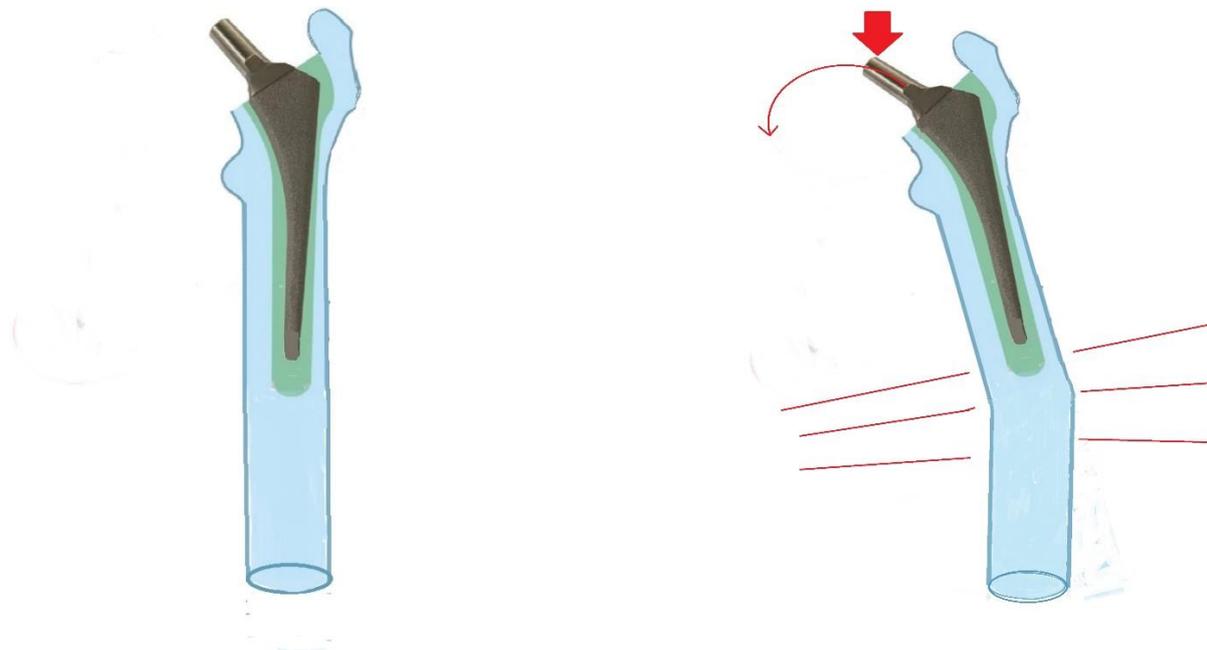


Abb.9: Schematische Darstellung des nicht harmonischen Deformationsverhaltens eines Röhrenknochens distal einer proximalen Femoraussteifung mit einem zementierten Schaft. Links: unbelasteter Zustand. Rechts: Belastung mit Spannungsspitzen bei der Biegung in der Frontalebene. (Zeichnung A. Schreiber)

An dieser Stelle fand sich in einigen Fällen eine lokal begrenzte, reaktive Hypertrophie des Femurknochens. Die meist ventromedial projizierten Femurschmerzen gingen einher mit einer Hyperkortikalisierung (Abb.10).



Abb.10: Einseitige Kompaktahypertrophie in Höhe der Spannungsspitze am distalen Prothesenende mit medioventralen Belastungsschmerzen des Femurs. Der zementierte Schaft sitzt fest. Der distale Zementpfropf ist fragmentiert. Beginnende Dezentrierung des Hüftkopfes mit Abrieb des Polyethyleninlays.

Der Zementmantel konnte an der Übergangsregion zerrütten und den endokortikalen Osteolyseprozess initiieren. Bei noch festsitzendem Schaft war ein meist zunehmender ventraler Femurschmerz ohne Selbstheilungstendenz die Folge (Senger, 1993; Verdonshot and Huiskes, 2000).

Die im früheren Zeitalter der vollzementierten Hüftendoprothetik entstandenen Schmerzen im Femurbereich traten demnach in den aseptischen Fällen nahezu immer nach einer völlig beschwerdefreien Latenzzeit auf. Sie waren meist auch in unbelasteten Ruhephasen spürbar. Der Übergang von der proximal durch Zement und Schaft ausgesteiften Femurmarkhöhle zu dem nicht instrumentierten und damit elastischeren

distalen Femurabschnitt erzeugte Spannungsspitzen in der Schaftspitzenregion. Die schmerzhafte Reaktion des Femurknochens fand ihr radiologisches Korrelat in Form der einseitigen oder zirkulären Hyperkortikalisierung und /oder einer im Markraum stattfindenden Osteolyse, die reaktiv durch Zementpartikel ausgelöst wurde. Die Hyperkortikalisierung wurde als kompensatorische Reaktion des Knochens auf erhöhte Spannungsspitzen interpretiert. Aseptische oder septische Frühlockerungen der Implantate als mögliche Schmerzursache waren auszuschließen (Anthony et al., 1990; Hua and Walker, 1992; Willert et al., 1974).

In der konventionellen Hüftprothetik mit Verwendung der zementfreien Standardschäfte trat ein ventraler Femurschmerz bei varisch implantierten Schäften dann auf, wenn die Schaftspitze eines unterdimensionierten Implantates mit der endokortikalen Kompakta in Kontakt kam (Evola et al., 2014). Problematisch waren zementfreie Schäfte mit sehr aufragenden Teilbeschichtungen (z.B. Tripoden), die im Verlaufe der knöchernen Einheilung in eine Varusstellung wanderten und in dieser Position mit der polierten und nicht beschichteten Prothesenschaftspitze in Kontakt zur Kortikalis kamen (Abb.11).



Abb.11: Eine zementfreie GHE-Prothese® Spongiosa Metal II (Firma Eska) mit proximaler Tripodenbeschichtung und distal glattem Schaft. Der Schaft ist nach lateral gewandert. Tripoden haben sich gelöst (Pfeil). Der Schaft wurde sekundär knöchern integriert. Der Kreis markiert die Irritationszone des später aufgetretenen anterolateralen Femurschmerzes.

Als wesentliche Ursachen für postoperative Oberschenkelschmerzen waren bei der Anwendung zementfreier Schaftimplantate oft Einzelfaktoren entscheidend. Eine schlechte primäre Passgenauigkeit des Implantates führte zu schmerzhaften Mikrobewegungen. Die Implantation des Schaftes in eine Varusposition provozierte Femurschmerzen. Ebenso schien der mit höherem Alter abnehmende Mineralisationsgrad in Verbindung mit einer vermehrten distalen Krafteinleitung einen Femurschmerz hervorzurufen (Dufek, 1991; Plötz et al., 1992; Runkel et al., 1994). Die regionale Oberflächenausdehnung der Schaftbeschichtung schien einen Einfluss auf die solide Osseointegration zu haben (Burgkart und Glisson, 2006; Yamaguchi et al., 2000).

Einhergehend mit einer hochkomplexen und vielfältigen Schaftendoprothetik war zwangsläufig auch die Schmerzursache nach zementfreier Schaftendoprothetik nicht einheitlich zu erklären. Die ausschnittsweise dargestellten pathologischen Fälle, die zu Schmerzen am Übergang vom proximalen zum mittleren Drittel des Femurs führten, gingen je nach Ausdehnung der knöchernen Veränderung einher mit einer Schmerzprojektion in den ventralen, dorsalen oder auch zirkumferenten mittleren Femurabschnitt. Die Symptomatik war, entsprechend ihrer zugrunde liegenden Pathologie, erst allmählich zunehmend und meist nicht mehr rückläufig. Sie entsprach nicht der sich durchsetzenden Definition des ventralen Femurschmerzes als eines belastungsinduzierten, plötzlich einschießenden Schmerzes, der in der Entlastungsphase wieder nachließ und postoperativ nach ein bis zwei Jahren einer Selbstheilungstendenz unterlag. Der ventrale Schmerz trat definitionsgemäß dann auf, wenn nach einer unauffälligen knöchernen Integration des zementfreien Schaftimplantates die zunehmende Vollbelastung erlaubt war und der Knochen-Prothesenverbund nun zunehmenden Biege- und Rotationskräften ausgesetzt war. Somit war der ventrale Femurschmerz definitionsgemäß ein belastungsabhängiges Frühphänomen im Anschluss an die Einheilphase eines zementfrei eingebrachten Schaftimplantates.

1.6.2 Aktuelle Definition des ventralen Femurschmerzes

Das Einbringen eines metallischen Fremdkörpers in die aufgeraspelte Höhle des Femurmarkraumes ändert die biomechanischen Eigenschaften des umgebenden Restfemurknochens dramatisch. Die im pressfit-Verfahren eingesetzten Implantate werden ungestört osteointegriert, die zementierten Hüftschäfte weisen eine feste Verbindung von Knochen, Zement und Prothese auf. Neben den schmerzlosen, stressbedingten Umbauvorgängen kommt es vorwiegend bei zementfreien Prothesenschäften in einer gewissen Häufigkeit zu Schmerzen in der Mitte des Oberschenkels. Die auch als ventraler Femurschmerz bezeichnete Symptomatik tritt häufiger bei sehr aktiven Menschen auf. Es kommt zu dumpfen und meist nach ventral plötzlich einschießenden Schmerzen, die sich bei Aktivitäten wie Treppensteigen oder beim Aufstehen von einem Stuhl augenblicklich verschlimmern können. Der ventrale

Femurschmerz kann 2 Jahre andauern und unterliegt dann in der Mehrzahl der Fälle der Selbstheilung. Als weitere mögliche Ursachen des ventralen Femurschmerzes wurden bisher Mikrobewegungen am Interface in der knöchernen Einheilphase vermutet. Andere Autoren vermuteten einen übermäßigen stress infolge der Lastübertragung bei schwergewichtigen oder muskelstarken Patienten. In den letzten Jahren wurde immer mehr die Theorie des „mismatchings“, also des auf engem Raum stattfindenden Abfalls des E-Moduls aus der Region des versteiften Femurs in die Region des natürlich belassenen Femurs unterhalb der Prothesenspitze angenommen (Ville et al., 1991).

1991 gelang es Ville und Mitarbeiter mittels der Finite-Elemente-Methode (FEM) unter Beachtung der unterschiedlichen E-Module von Kompakta und Spongiosa des Femurknochens einschließlich der anisotropen Eigenschaften des biologischen Materials die Korrelation von stress und Dehnung in Höhe der Spitze eines einliegenden Schaftimplantates unter verschiedenen klinischen Bedingungen genau zu untersuchen. Sämtliche Messwerte der FEM waren unter dem Aspekt der anisotropen Eigenschaften von biologischem Gewebe, hier im gesonderten Fall des Knochens, zu relativieren (Huiskes and Chao, 1983; Huiskes and Vroeman, 1985; Koeneman and Hansen, 1991). Schäfte aus Chrom-Cobalt-Molybdän zeigten ein ähnliches Belastungsmuster an der Prothesenspitze wie Titanimplantate. Stressausrichtung und die theoretisch gemessene Höhe der Belastung waren so hoch, dass mit einem periimplantären kortikalen und spongiösen Umbau zu rechnen war (Fyhrie and Carter, 1986; Kummer, 1962; Roux, 1895; Wolff, 1884). Ebenso ließen die gemessenen Werte der eng umschriebenen Stressbelastung um die Schaftspitze herum darauf schließen, dass Mikrofrakturen entstehen konnten (Pope et al., 1973; Pugh et al., 1973; Pugh et al., 1973; Pugh and Rose, 1973).

Demnach führte die unterschiedliche Steifigkeit des mit einem Implantat ausgesteiften Femurs und des distal der Schaftspitze unberührten Femurs zu einer Fehlanpassung im Übergangsbereich, die eine erhöhte Spannung und Mikrobewegung zwischen Endokortikalis, Spongiosa und Schaftspitze mit Mikrofrakturen in den Spongiosatrabekeln und der Kompakta verursachte. Der konsekutive Umbau der intramedullären Trabekel und die adaptive Umgestaltung des kortikalen Knochens fand unter Anwesenheit des neuralen Versorgungsnetzes statt. Die unmyelinisierten Typ-C- Nervenfasern, die in Begleitung der Blutgefäße in den Osteonen und der Spongiosa liegen, waren sensorisch den erheblichen

Umbauvorgängen ausgesetzt (Cooper et al., 1986; Milgram and Robinson, 1965). Es war davon auszugehen, dass die sensorische Rückmeldung von Dehnung und Druck die für den ventralen Femurschmerz typischen dumpfen und belastungsabhängigen Beschwerden in der Mitte des Oberschenkels hervorriefen. Es musste weiterhin davon ausgegangen werden, dass der Schmerz so lange anhielt, bis der adaptive Knochenumbau abgeschlossen war und die neue Knochenstruktur in ihrem mikrostrukturellen spongiösen Aufbau und der kortikalen Knochenverdichtung den völlig unphysiologischen Unterschied der E-Module im Schaftspitzenbereich ausgeglichen hatte. Die Zunahme der Knochenmasse stabilisierte den Knochen um die Schaftspitzenregion und verminderte so die Aktivierung der sensorischen Afferenzen (Carter et al., 1980; Cowin, 1986).

Im Jahre 1990 rückte das Problem des ventralen Oberschenkelschmerzes wegen der zahlenmäßig zunehmenden Verwendung von zementfreien Hüftimplantaten immer mehr in den Vordergrund. Eine erste und mit 1055 Patienten bereits recht umfangreiche internationale Multicenterstudie wurde vorgestellt, die sich mit den möglichen Ursachen und Einflussfaktoren des periimplantären Oberschenkelschmerzes befasste. Als Prädilektionsfaktoren kristallisierten sich 4 Ursachen heraus. Ein postoperativer Femurschmerz wurde häufig bei Femora mit verminderter Mineralisation, entsprechend der Klassifikation Dorr C festgestellt (Dorr et al., 1993). Weiterhin hatte der Aktivitätsgrad des Patienten einen Einfluss auf eine Schmerzentstehung. Als ein möglicher ursächlicher Auslöser von ventralen Oberschenkelschmerzen wurde demnach die nicht passgerechte Einbringung (pressfit) des proximalen Schaftanteiles vermutet. Die enormen Biege- und Torsionskräfte, denen der Prothesen-Knochenverbund ausgesetzt war, verlangte gerade bei muskelkräftigen Patienten in der anfänglichen Phase der Osseointegration eine rotations- und biegestabile Fixierung (Abb.12).



Abb.12: Schematische Darstellung der Biege- und Rotationskräfte beim Aufstehen vom Stuhl. (Zeichnung A. Schreiber)

Ebenso schien eine angeborene stärkere Verbiegung in der Frontal- und/oder Sagittalebene des Femurs die Entwicklung des vorderen Femurschmerzes zu fördern. Zuletzt schien ein großer Durchmesser des distalen Anteiles des Schaftimplantates den Femurschmerz vermehrt hervorzurufen (Cameron et al., 1990). Als Grundvoraussetzung für eine knöcherne Einheilung eines zementfreien Schaftimplantates galt eine proximale Verankerung, die eine Mikrobewegung am Interface auch bei Einwirkung erheblicher Biege- und Rotationskräfte verhinderte. Nach erfolgreichem Abschluss des proximalen knöchernen Einwuchses verlagerte sich das Schmerzgeschehen in die Schaftspitzenregion mit typischer Projektion in den vorderen Oberschenkel („midthigh pain“). Der Ausschluss sämtlicher Faktoren, die einen allgemeinen oder vorderen Femurschmerz hervorrufen konnten, führte zu einer immer klarer fassbaren Ätiopathologie und zu einer eingrenzenden Begriffsbestimmung. Als ventraler Femurschmerz („postoperatives vorderes Femurschmerzsyndrom“, „midthigh pain“, „thigh pain“) wurde demnach ein belastungsabhängiger Schmerz verstanden, der sich nach knöchern eingeeiltem zementfreiem Schaftimplantat im Laufe der zunehmenden Mobilisierung unter Vollbelastung am Übergang von der Schaftspitze zum nicht instrumentierten Femur lokalisieren ließ. Das radiologische Korrelat zeigte endokortikale und medullär meist sklerosierende Knochenumbauvorgänge, die als Reaktion auf schmerzhafte Mikrofrakturen zu deuten waren. Die oft begleitende und umschriebene Verdickung der Kompakta (Hyperkortikalisierung) muss als stabilisierende Knochenreaktion auf den enormen und übergangslosen Sprung des hohen E-Moduls des ausgesteiften Verbundes von Knochen und Implantat zu dem unmittelbar darunter befindlichen natürlichen Femur mit seinem niedrigeren E-Modul gedeutet werden. Der

ventrale Femurschmerz neigt nach ein bis zwei Jahren in den meisten Fällen zur Selbstheilung.

1.7 Die Klassifikation und Einteilung der Hüftschafftimplantate der Joint Implant Surgery & Research Foundation JISRF 2013

Unter dem Begriff „Kurzschafftprothesen“ werden sehr viele unterschiedliche Prothesenschäfte zusammengefasst. Bis heute fehlt es an einer einheitlichen Klassifizierung dieser Prothesentypen. Stattdessen wurden verschiedene Einteilungsmöglichkeiten beschrieben (Falez et al., 2015).

Im Jahre 2011 wurde eine Einleitung der Kurzschafftprothesen erarbeitet, die sich an der Länge der Verankerungsstrecke der Kurzschäfte orientierte (Babisch, 2011).

Im Gegensatz dazu setzt eine Klassifikation von Jerosch an der Höhe der Resektionslinie an. Die Kurzschafftprothesen werden bei diesem Modell in schenkelhalserhaltende, -teilerhaltende und -reserzierende Schäfte unterteilt (Jerosch, 2011).

Eine wiederum andere Herangehensweise verfolgten Feyen und Shimmin mit einer Klassifikation, die das Hauptaugenmerk auf die Länge des Schaftes legte (Feyen and Shimmin, 2014).

Im anglo-amerikanischen Raum hat sich seit geraumer Zeit die Einteilung der Joint Surgery & Research Foundation (JISRF) durchgesetzt (Abb.13 a-d)). Diese von McTighe und Mitarbeitern entwickelte Klassifikation, die 2013 offiziell eingeführt wurde, empfiehlt die Einteilung nach der knochenanbindenden Schaftverankerungsstrecke der Kurzschafftprothese (McTighe et al., 2013).



Abb.13 a



Abb.13 b



Abb.13 c



Abb.13 d

Abb.13 a-d: Schematische Darstellung der von McTighe et al. 2013 in der Joint Implant Surgery&Research Foundation (JISRF) eingeführten 4 knöchernen Anbindungsregionen zementfreier Hüftschäfte. (Zeichnung A. Schreiber)

Die Kurzschäfte werden nach dieser Empfehlung in vier Gruppen mit jeweiligen Untergruppen eingeteilt. Wie in der Abbildung 13 a-d ersichtlich, ist die Region der knöchernen Anbindung und Stabilisierung entscheidend.

Gruppe 1 umfasst die kopfstabilisierenden Prothesen, die wiederum noch in die Untergruppen 1a (Oberflächenersatz) und 1b (Mid-head-Prothesen) unterteilt werden. Der in dieser Gruppe beschriebene Prothesentyp kommt allerdings mittlerweile im klinischen Alltag kaum noch zur Anwendung.

Gruppe 2 setzt sich aus den verschiedenen schenkelhalsstabilisierten Prothesen zusammen. Darunter fallen in jeweiligen Untergruppen die kurz kurvierten Schäfte (2a), die kurzen, anatomischen, trochanterfüllenden Schäfte (2b) und die Schenkelhals-Plug-Prothesen (2c).

Gruppe 3 bilden die metaphysär stabilisierten Prothesen, die in entsprechenden Untergruppen in konusförmige Schäfte und anatomische Fit-and-Fill-Prothesen unterteilt werden.

Gruppe 4 umfasst abschließend alle konventionellen metaphysär und diaphysär stabilisierenden Schäfte.

Aktuell befinden sich über 50 verschiedene Kurzschaftprothesen in der klinischen Anwendung, die sich in ihren Eigenschaften in Bezug auf Verankerung, Biomechanik und Implantationstechnik unterscheiden (Jerosch, 2012).

Die Weiterentwicklung der Kurzschaftprothetik mit Verbesserung einer mehr anatomieorientierten Formgebung und einer stark osteotropen Oberflächenbeschichtung führte zu einer soliden Primärstabilität mit sicherer Osseointegration. Lag der Anteil an Kurzschaftprothesen im Jahr 2015 noch bei 6,6 %, wurde im Jahr 2019 schon bei 10,4 % aller Hüftprothesenversorgungen ein Kurzschaftimplantat verwendet (Grimberg et al., 2020).

1.7.1 Die Zuordnung der untersuchten Hüftschaftimplantate zur JISRF-Klassifikation

Die in der vorliegenden Studie untersuchten zementfreien Hüftschäfte wurden aus osteologischen Gründen und unter der besonderen Fragestellung der Ätiopathogenese des ventralen Femurschmerzes aus 3 Anbindungsklassen ausgewählt. Die JISRF-Klasse 1 (Stabilisierung im Hüftkopf⁶⁾) ohne Beteiligung des restlichen Femurs musste bei der vorliegenden Fragestellung der Studie entfallen.

Der Silent® Ultrakurzschaft

Das Mikroimplantat Silent® als ein vorwiegend im Schenkelhals knöchern anbindendes Implantat war der JISRF-Klassifikation 2 („im Schenkelhals stabilisiert“) zuzuordnen (Abb.14)



Abb.14: Silent Ultrakurzschaft mit polierter Schaftspitze. Röntgenbild 6 Jahre nach Implantation. JISRF-Klasse 2

Der Furlong® Hüftschaff

Der mit Hydroxylapatit vollbeschichtete Furlong-Hüftschaff war in seiner vollständigen knöchernen Anbindung der JISFR-Klasse 4 („Stabilisiert in Meta- Und Diaphyse“) zuzuordnen (Abb.15).



Abb.15: Der zementfreie Hüftschaft Furlong bindet in seiner Gesamtlänge unter Einbeziehung der Schaftspitze an den Knochen in der Meta- und Diaphyse an. Röntgenbild 5 Jahre nach Implantation. JISRF -Klasse 4

Der metallspöngiöse Hüftschaft GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung

Der aus Chrom-Kobalt-Molybdän bestehende Hüftschaft mit metallspöngiöser Oberfläche bindet im gesamten meta- und diaphysären Femur knöchern an. Er ist der JISFR-Klasse 4 („Stabilisiert in Meta- Und Diaphyse“) zuzuordnen (Abb.16).



Abb.16: Der zementfreie metallspöngiöse Hüfterschaft GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung bindet im gesamten meta-diaphysären Bereich an. JISFR-Klasse 4

Der Trilock-BPS®-Kurzschafte (Fa Depuy)

Der Trilock-BPS®-Kurzschafte (Fa Depuy) folgt dem „blade design“ als einer messerblattartigen Gestaltung des Kurzschafte mit einer Anbindung im metaphysären Bereich. Seine Beschichtung beschränkt sich auf die proximale Hälfte des Schafte. Er ist als konventioneller Kurzschafte der JISFR-Klasse 3 („stabilisiert in der Metaphyse“) zuzuordnen (Abb.17).

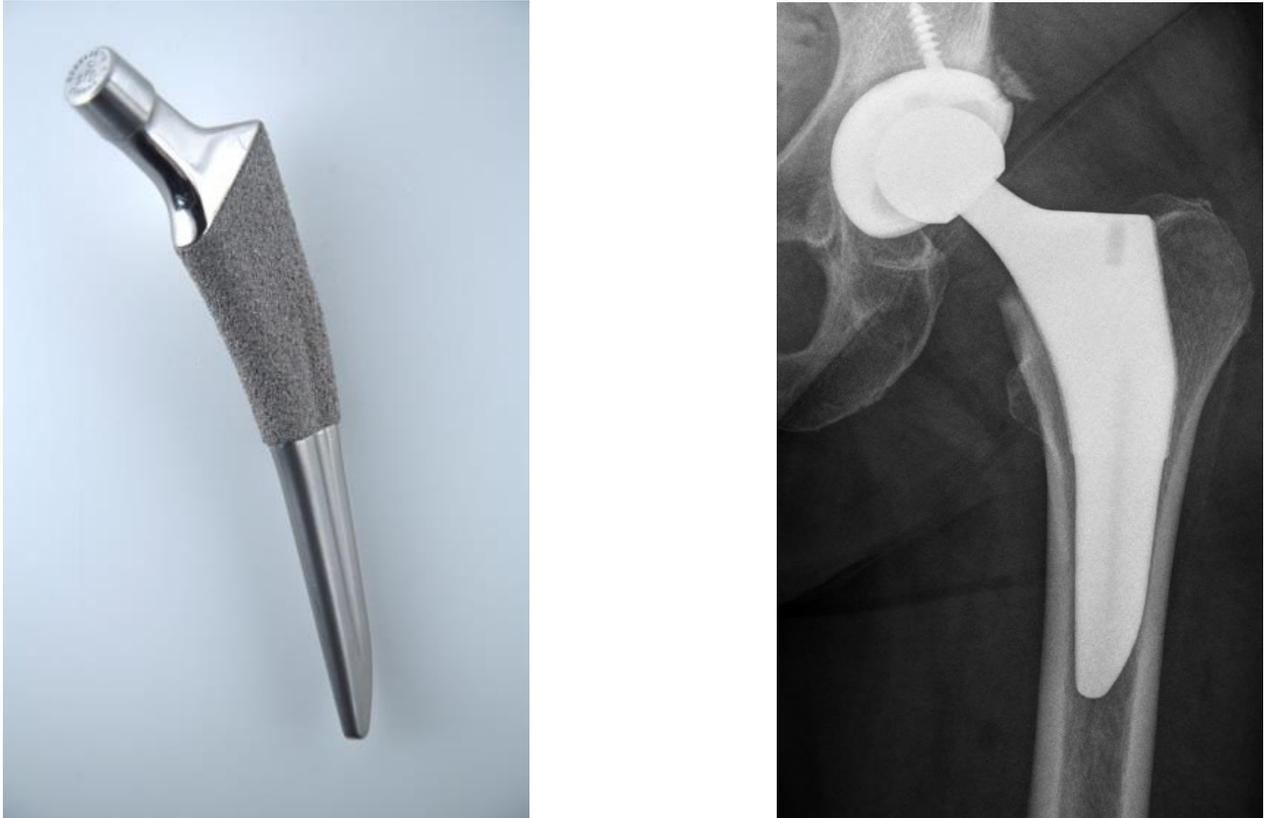


Abb.17: Der konventionelle Trilock-BPS®-Kurzschafte ist messerblattartig verdünnt. Er ist proximal beschichtet und bindet knöchern nur in der Metaphyse an. Die distale Hälfte des Schaftes ist als nicht osteointegrative glatt polierte Oberfläche gestaltet und hat die Funktion eines Führungselementes während der Schaftimplantation. Röntgenbild eines Trilock-Schaftes 2 Jahre postop. JISFR-Klasse 3

1.8 Strukturelle, klinische und osteologische Aspekte der Prothesenauswahl zum Studium des ventralen Femurschmerzes

1.8.1 Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese

Die Furlong-Schaftprothese Furlong HAC® wurde von Furlong und Osborne entworfen und 1985 erstmals mit einer Hydroxyapatitbeschichtung mit einer anfänglichen Schichtdicke von 200µ implantiert (Abb.18). Osborn leistete die Pionierarbeit bei der Entwicklung und Verwendung von Hydroxylapatit-Beschichtungen (Osborne, 1985).

Bis Ende der 90er Jahre wurden über 300000 Implantate weltweit eingesetzt.



Abb.18: Furlong HAC® -Hüftschaft mit Kragen, typischem Kalibersprung in Schaftmitte und einem zylindrischen diaphysären Schaftanteil ohne Verjüngung nach distal

Die runde, kuppelartig gestaltete Prothesenspitze ist wie der gesamte Hüftschaft mit Hydroxylapatit beschichtet und nimmt an der Osteointegration teil. Ein Alleinstellungsmerkmal der Prothese ist die sprungartige Verjüngung im mittleren Schaftbereich und der sich anschließende vollkommen runde distale Schaftanteil, der die Diaphyse des proximalen Femurknochens zylinderartig ausfüllt. Die Rotationsstabilität wird durch die flache, nahezu rechteckige Form des proximalen Prothesenkörpers hergestellt. Im Anbindungsbereich zum Trochanter major ist die Prothese mit einem

„Antirotationsflügel“ armiert. Der CCD-Winkel beträgt 140° . Formbedingt zeigt der Schaft nun typische Kraftübertragungszonen im Bereich des Kalibersprunges. Da der distale Schaftanteil völlig rund gestaltet ist und er sich nicht wie die meisten Prothesenschäfte kontinuierlich verjüngt, trifft die Zone der vollkommenen intramedullären Aussteifung mit einem E-Modul von etwa 110-120 GPa ohne Übergang auf den nicht intrafemoral versteiften und prothesenfreien Knochen. Der mechanisch anisotrop gestaltete Femurknochen unterhalb der Prothesenspitze weist einen gemischten E-Modul aus kortikalem und spongiossem Knochen von etwa 15 GPa auf. Die enorm hohen Unterschiede der E-Module werden verstärkt durch den knöchernen Anwuchs der Prothesenspitze, der die runde Schaftspitze in Form einer Verbundosteogenese fest fixiert und ein Bewegen des Schaftes nicht mehr ermöglicht. Die Kraftereinleitung findet anfänglich in Höhe des Kalibersprunges in der Mitte des Schaftes statt. Radiologisches Zeichen ist die endostale Knochenverdichtung in dieser Region (Abb.19).

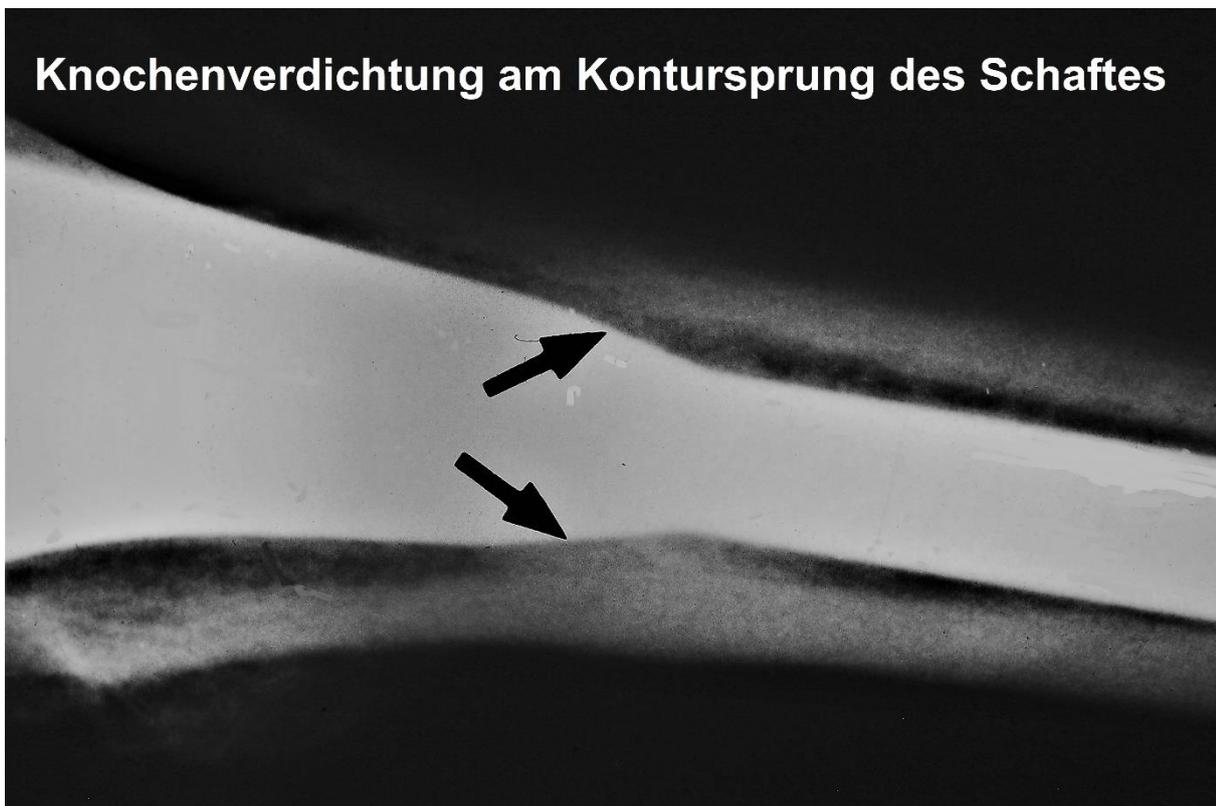


Abb.19: Deutliche, zirkumferente Knochenverdichtung im Bereich des Kalibersprunges des Furlong HAC[®] Schaftes.

Als damaliges Alleinstellungsmerkmal dieses Schaftes galt die vollständige Beschichtung des völlig zylindrischen Schaftes einschließlich seines kuppelförmig gestalteten Schaftendes. Eine Verjüngung des Schaftes zu seiner Schaftspitze hin mit der Folge eines harmonischeren Überganges von intramedullärer Schaftversteifung und dem sich unmittelbar anschließenden implantatfreien distalen Femur war konzeptuell nicht vorgesehen. Die kuppelförmige Schaftspitze war in die Osseointegration mit einbezogen (Abb.20).

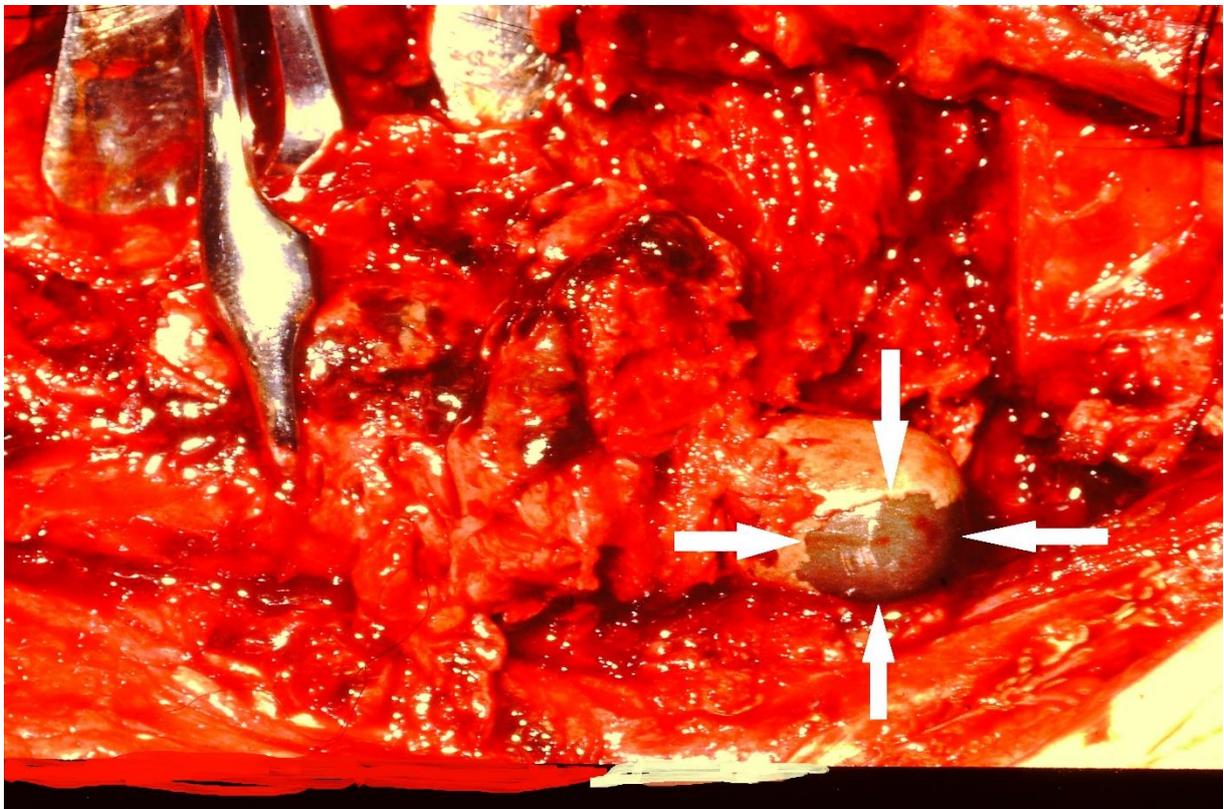


Abb.20: Fraktur nach Sturz mit intraoperativem Nachweis der an der Prothesenspitze abgerissenen Beschichtung aus Hydroxylapatit (Pfeile). Die Schichthaftung am Knochen war in diesem Fall höher als die Haftung des Hydroxylapatits am Titanprothesenkörper.

Der diaphysäre Schaftanteil sollte die korrekte, orthograde Schafteinführung gewährleisten. Operationstechnisch wichtig war das bewusst überdimensionierte Auffräsen des distalen Schaftlagers. Mit diesem Vorgehen sollte einerseits die Lastübertragung auf den proximalen, metaphysären Femurabschnitt bewerkstelligt

werden, andererseits sollte die Beschichtung zu einer knöchernen Umwachsung lastaufnehmender Trabekel führen, die zu einer elastischeren Lastverteilung und damit zu einer Dämpfung am interface der unterschiedlichen E Module von Knochen und metallenen Kraftträger führen sollten. Dieses Vorgehen wurde als „cradling“ bezeichnet. 1991 berichteten Furlong und Osborne über die ersten histopathologischen Befunde eines HA-beschichteten Furlong-Schaftes. Nach 7 Wochen Standzeit konnten auf der Hydroxylapatit-Keramik frühe Ablagerungen von Geflechtknochen mit überbrückenden, neuen Trabekeln nachgewiesen und für dieses Phänomen der Begriff der Verbundosteogenese eingeführt (Furlong and Osborne, 1991). Der Furlong Schaft erfuhr nun einige Veränderungen, die über eine kürzere Schaftvariante des Furlong Active® - Modells schließlich in der Kurzschaftversion Furlong Evolution® mündete. Die erste Modifikation mit Entfernung des Kragens und Verkürzung des Schaftes sowie einer Verringerung des Kontursprunges in der Schaftmitte zeigte in radiostereometrischen Untersuchungen während der ersten 3 Monate eine gering vermehrte Setzung gegenüber dem Vorgängermodell (0,99 mm vs 0,31 mm). Nach 3 Monaten hatten sich beide Schafttypen stabilisiert und im Verlaufe von 5 Jahren gab es keine Hinweise mehr darauf, dass die neuen Designmerkmale die Osteointegration beeinträchtigt hatten (Weber et al., 2014). Da selbst kleine Designmodifikationen von unzementierten Hüftschäften das postoperative Migrationsmuster verändern können, wurde das Migrationsmuster des unzementierten Furlong HAC-Schafts und des modifizierten Furlong Active®-Schafts in einer randomisierten, kontrollierten Studie über 5 Jahre mittels Radiostereometrie (RSA) verglichen. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass die Osseointegration des Implantates bei Patienten mit primärer Osteoarthritis nicht durch die neuen Designmerkmale des Furlong Active®-Schafts beeinträchtigt wurde (Simpson et al., 2010; Weber et al., 2014).

Im Laufe der Zeit erfuhren der bewährte Furlong HAC-Schaft und sein Nachfolger erneut einige Designmodifikationen. Im neuen Trend zur Entwicklung von Kurzschaftprothesen mit möglichst proximaler Krafteinleitung und Knochenschonung erschien der laterale Flügel zur Verbesserung der Rotationsstabilität weiterhin überflüssig und der ausladende Trochanterteil wurde knochensparend reduziert. Die Kanten des proximalen Schaftanteiles einschließlich des Kalibersprunges zum distalen, diaphysären Schaftanteil wurden erneut etwas gerundet und der runde, diaphysäre Schaftanteil wurde nochmals

bis auf 2 cm gekürzt. Als Furlong Evolution® kam der zementfreie Schaft, der in Bezug auf das Design auf seinem Vorgänger – dem bewährten Furlong HAC – basierte, zum Einsatz. Die Furlong-Kurzschafvariante Evolution® ist heute mit einer Supravit-Beschichtung und einer vermehrten Oberflächenrauigkeit im Einsatz.

Die Wahl dieses Schaftes zur Erforschung des ventralen Femurschmerzes erfolgte aufgrund der Tatsache, dass der distale Schaftanteil als Vollzylinder mit Kuppelspitze ohne Verjüngung seines Durchmessers im diaphysären Teil des Femurs verklemt und es unmittelbar unter der Aussteifungszone zu einem enormen Sprung des E-Moduls von 120GPa des prothetisch aussteiften Femurs auf etwa 15 GPA des natürlichen Femurs mit seiner anisotropen spongiösen und kortikalen Struktur kommt. Wenn sich dort eine schmerzhafte und kompensatorische Hyperkortikalisierung entwickelt und sich diese entsprechend der Definition des ventralen Femurschmerzes klinisch manifestiert, so würde die These des E-Modulsprunges als pathogenetischer Faktor des ventralen Femurschmerzes hochwahrscheinlich. Die operationstechnisch geforderte Überfräsung des diaphysären Knochens (1 bis 2 mm mehr als der Schaftdurchmesser) zur Verhinderung einer Verklebung mit der Erwartung einer periprothetischen Trabekularisierung wird durch die vollständige Beschichtung der Prothese mit der zwangsläufigen Folge der knöchernen Integration der Prothesenspitze in ihrer Wirksamkeit gemindert. Es musste also im Falle des klinischen Verdachtes eines ventralen Femurschmerzes die Prothesenspitzenregion radiologisch untersucht werden. Die Prothese lässt aus einem weiteren Grund Rückschlüsse auf einen anderen Faktor der Schmerzgenese zu. Im Gegensatz zu den polierten Schaftspitzen anderer Modelle führt die Hydroxylapatitbeschichtung an der kuppelförmigen Schaftspitze zu einer Knochenbildung, die als socket, sockle oder pedestal sign bezeichnet wird. Deren klinische Bedeutung ist unklar. Sollte ihr Vorkommen mit einem ventralen Femurschmerz einhergehen, so würde der Socket als Schmerzgenerator in Erscheinung treten (Agathangelidis et al., 2014; Pluot et al., 2009; Vresilovic et al., 1994).

1.8.2 Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung

Grundeisuchte in den 70-er Jahren nach einem Verfahren, welches in Nachahmung der menschlichen Spongiosa in Form eines dreidimensionalen schwammartigen Gerüsts Oberflächenstrukturen erzeugte, die in einem offenzelligen Metallgerüst das Ein- und Durchwachsen von Knochen ermöglichen sollten. 1981 kam ein so gefertigter spongiöser Metallblock unter der Mitarbeit von Henßge und Hanslik erstmalig zum tierexperimentellen Einsatz (Abb.21) (Henssge, 1985; Krüger et al., 1985).



Abb.21: Der schwammartig gegossene Spongiosametallblock aus Chrom-Kobalt-Molybdän hat eine variable Porengröße von 800-1500 μm und eine Porosität von etwa 60 %. Die Poren bilden ein interkonnektierendes System bis zu 3 mm Tiefe. (Aufnahme A. Schreiber)

Der Nachweis des Knocheneinwuchses in das Innere der spongiösen Metallblöcke rechtfertigte die Oberflächengestaltung von lasttragenden Implantaten und führte zur Herstellung von gegossenen Metallspongiosaimplantaten für die humanmedizinische

Anwendung. Hüftschäfte mit einem soliden Metallkern wurden in einem Guss mit einer lastdämpfenden und den hohen E-Modul reduzierenden Oberflächenbeschichtung hergestellt (Abb.22).



Abb.22: Im Schaftquerschnitt ist erkennbar, dass das gegossene Hüftschafimplantat „Spongiosa Metal I®“ aus einem soliden Kernschaft mit einer aus einem Guss hergestellten spongiösen Oberflächenummantelung besteht. Die Beschichtung ist offenporig mit interkonnektierenden Porenkanälen.

Tierexperimentell und an Humanexplantaten konnte das Einwachsen von vitalem Knochengewebe in Begleitung von Blutgefäßen bis zu einer Tiefe von 3 mm in das offenporige Hohlraumssystem nachgewiesen werden (Dufek, 1991).

Nach Messungen der Formgebung von proximalen Leichenfemora wurde der Hüftstiel mit einer seitendifferenten S-förmigen Schwingung hergestellt und mit einer Antetorsion von 6° versehen. Sein Durchmesser wurde mehr Ei-ovalär gestaltet (Abb.23) (Henssge et al., 1985).

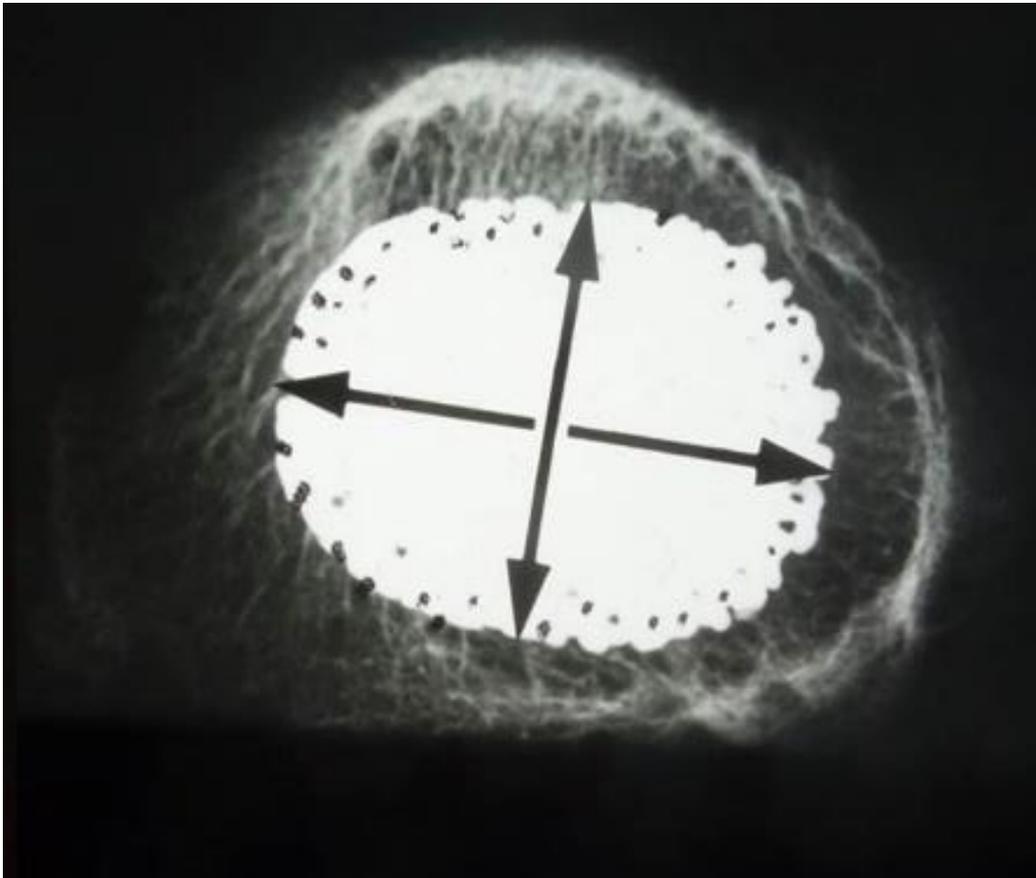


Abb.23: Der Spongiosa Metal I® -Schaft passt sich den intrafemorale anatomischen Gegebenheiten mit asymmetrisch ovalären Durchmesser des proximalen Femursschaftes an. Er ist rotationsstabiler als ein Rundschaft. (Aufnahme A. Schreiber)

Zwei aus osteologischer Sicht wesentliche Konstruktionsmerkmale charakterisierten den Schaft. Die nach distal eintretende Verjüngung des Schaftkernes führte zu einem kontinuierlichen Abfall des hohen E-Moduls des recht starren Chrom-Kobalt-Molybdän-Schaftes. Sie entlastete den Übergang von der Schaftspitze zum darunterliegenden implantatfreien Femurabschnitt (Abb.24).

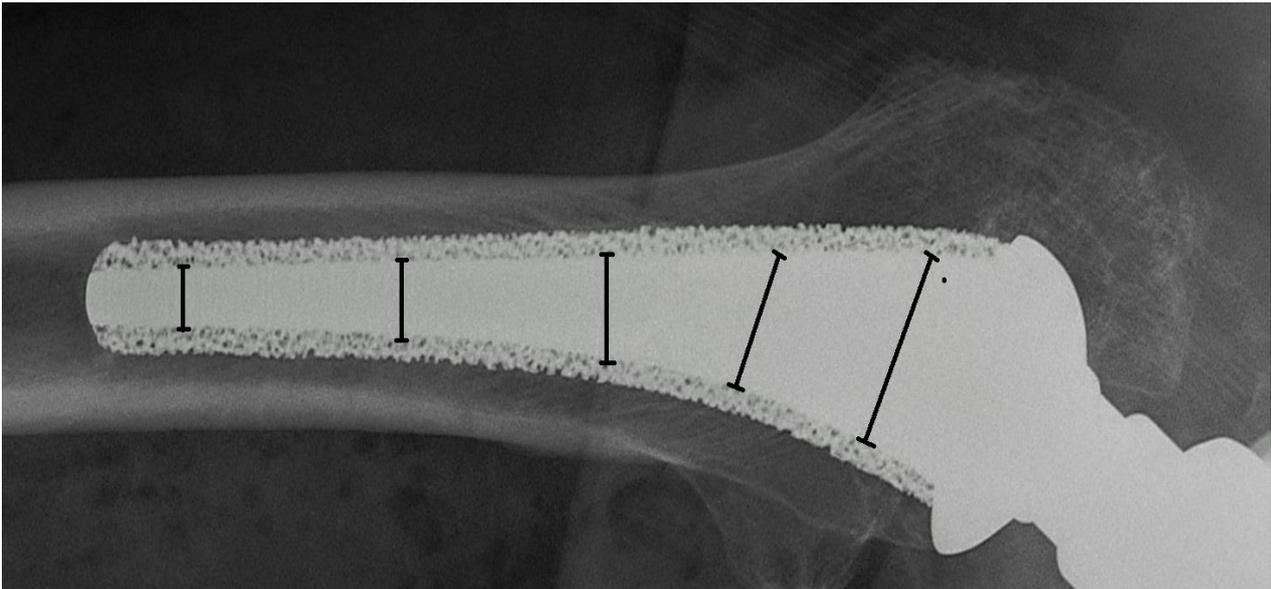


Abb.24: Der starre Schaftkern verjüngt sich kontinuierlich zur Schaftspitze hin mit der Folge eines Abfalles des hohen E-Moduls bis zum schafffreien Femurabschnitt hin. Die metallspongiöse Schichtdicke bleibt in allen Regionen gleich. (Aufnahme A. Schreiber)

Der distale Schaftanteil lag der diaphysären subkortikalen Spongiosa an, ohne zu stark zu verklemmen. Er minderte die Lastübertragung in den distalen Schaftabschnitt und verhinderte somit das proximale stress shielding (Abb.25). Die leichte Überraspelung des Markraumes gewährleistete eine Trabekularisierung des distalen Schaftlagers.



Abb.25: Der distale Schaftanteil liegt der diaphysären subkortikalen Spongiosa an, ohne zu stark zu verklemmen. (Aufnahme A. Schreiber)

Die Konfiguration der Prothesenspitze gewann im Zusammenhang mit der Schaftverjüngung hinsichtlich der Auslösung oder der Verhinderung eines ventralen Femurschmerzes zunehmend an Bedeutung. Die Schaftspitze war als kleine flache Kuppel gestaltet, an welche die spongiöse Oberflächenbeschichtung sehr nah herangeführt wurde (Abb. 26).



Abb.26: Die polierte Schaftspitze (weißer Kreis) ist von der Beschichtung dicht ummantelt. Ein Kontakt der polierten Fläche mit der Endokortikalis ist nicht möglich. (Aufnahme A. Schreiber)

Die polierte und somit nicht osseointegrative Schaftspitze war von der osteotropen Beschichtung so dicht ummantelt, dass sie auch in einer extremen Varus- oder Valgusposition nicht mit der Endokortikalis in einen Reibekontakt kommen konnte. Die spongiöse Vollbeschichtung des Implantates mit einem sich verjüngenden Schaft und einer verdeckten Schaftspitze waren die wesentlichen Merkmale des Spongiosa Metal I[®] Schaftes.

1.8.3 Tri-Lock[®] Kurzschaft

Das von der Fa Depuy entwickelte „blade design“ für einen messerblattartigen zementfreien Hüftschaft kam erstmals 1981 zum klinischen Einsatz. Die schmale Konfiguration war sehr knochensparend und konnte einen Großteil des ventralen und dorsal des Schaftes gelegenen spongiösen Knochens erhalten. Der Schaft war bereits in der Ausführung aus Chrom-Kobalt- über 30 Jahre erfolgreich und langzeitbeständig (Burt et al., 1998). Auffälligerweise konnten Healy et al in einer

Vergleichsstudie des Tri-Lock-Schaftes in seiner Chrom-Kobalt-Ausführung und der Titanausführung bei insgesamt guten Ergebnissen beider Schaftausführungen dennoch eine unterschiedliche Inzidenz der ventralen Femurschmerzen nachweisen. Bei dem steiferen Chrom-Kobalt Schaft traten die Oberschenkelschmerzen in 6,5 % der Fälle auf, bei dem flexibleren Titanschaft betrug die Häufigkeit nur 3,1 % (Healy, 2009). Diese Ergebnisse führten bis 2008 zu einer allmählichen Favorisierung des Tri-Lock-Titanschaftes, der später in seiner Weiterentwicklung als BPS-Schaft (Bone Preservation Stem) im eigenen Klientel ausschließlich verwendet wurde. Seit 2008 erfuhr der Tri-Lock-Hüftschaft unter weitgehender Beibehaltung seiner ursprünglichen Formgebung eine Verbesserung seiner Formgestaltung und seiner osteologischen Eigenschaften. Er wurde nun aus dem biomechanisch günstigeren Titan hergestellt und gekürzt. Die Prothesenschulter wurde verschmälert. Der Schaftkörper bildete in der Frontalebene einen kontinuierlichen mediolateralen Keil von 6°(Abb.27).



Abb.27: Der schmale Schaft ist ähnlich einer Messerklinge geformt. Der proximale Schaftanteil ist beschichtet. Der distale Schaftanteil ist glatt poliert. Er ist das Führungselement während des Eindringens des Implantates und wächst nicht knöchern ein. (Aufnahme A. Schreiber)

Die schmale Schaftform ist sehr knochensparend und verklemmt nur mediolateral (Abb.28).

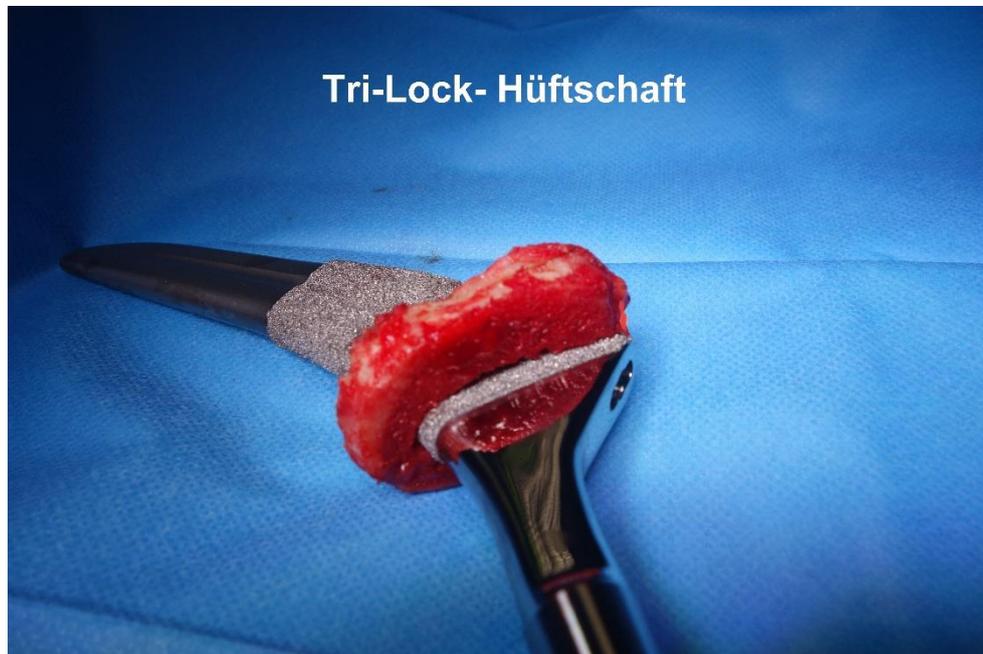


Abb.28: Der schmalgradige Schaft ist knochensparend und erhält die ventrale und dorsale Spongiosa. (Aufnahme A. Schreiber)

Die proximalen 5/8 des Schaftes wurde mit der osteologisch hochwirksamen Gription-Beschichtung aus Reintitan versehen. Mit einer Porengröße von 300 μ und einer Porosität von 63 % bewirkte die Beschichtung eine Oberflächenvergrößerung der osteotropen Oberfläche. Der Reibekoeffizient von 1,3 führte zu einer stabilen Primärhaftung der Beschichtung am Interface. Er lag somit höher als der Reibungskoeffizient von Plasmaspray und porösem Tantal (Karageorgiou and Kaplan, 2005). Der Schaft erfuhr nach wie vor nur eine medio-laterale Verklemmung, während die ventrale und dorsale Spongiosa den Seitenflächen des Schaftes anlagen. Diese knochensparende Modifikation kam als Tri-Lock BPS - Implantat (= Bone Preservation Stem) zur klinischen Anwendung und war Gegenstand der eigenen Untersuchung. Der Schaft war in 13 Größen mit 2 Offsetvarianten und einem konstanten CCD-Winkel von 130° erhältlich. Das kragenlose Design bedingte unter der anfänglichen Belastung ein gewisses Nachsintern des Schaftes („initial setting“), welches die Verklemmung weiter

stabilisieren konnte. Bei einem ähnlich konfigurierten Schaft wurde hingegen eine hohe Rate der Schaftmigration von über 1,5 mm bei über 30 % der Patienten festgestellt (White et al., 2012). Um eine zu frühzeitige Verklebung des Schaftes während der Einbringphase zu verhindern, wurde der proximale Schaftanteil mit einem Übermaß der Beschichtung von bis zu 1 mm angefertigt und konnte so eine kompromittierende distale Frühverklebung des polierten und schmalgradigen distalen Schaftanteiles weitgehend verhindern (Abb.29).



Abb.29: Die Titanbeschichtung mit einer GRIPTION-Schichtdicke von bis zu 1 mm ist sehr auftragend gestaltet. (Aufnahme A. Schreiber)

Die solide medio-laterale Schaftverklebung stellte insbesondere bei reduzierter Knochenqualität erhebliche Ansprüche an eine erfolgreiche Primär- und Sekundärstabilisierung (Burt et al., 1998). Ein typisches Problem bei der Präparation des Schaftlagers ergab sich im eigenen Klientel mehrfach. Die Führung der Raspel (schmale Ahlen) erfuhr bei weiterem Eindringen in die Markhöhle des Femurs in manchen Fällen eine Umlenkung, sodass sich das anfänglich passgenaue Wirtslager nach dorsal oder

nach ventral erweiterte und damit ein Spalt zwischen der spongiösen Fläche und der Prothese entstand (Abb.30).

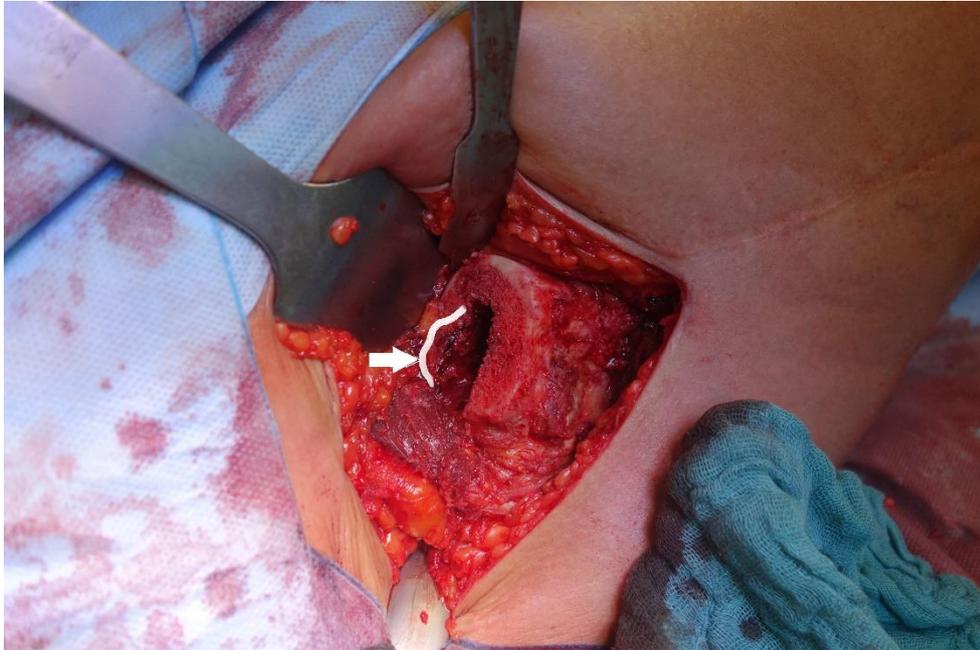


Abb.30:: Das mit der Raspel vorbereitete Schaftlager zeigt nach Umlenken der Raspel einen Substanzdefekt nach dorsal (weißer Pfeil und weiße Randmarkierung). (Aufnahme A. Schreiber)

Weiterhin war es - in Übereinstimmung mit den Ergebnissen anderen Autoren - intraoperativ nicht immer möglich, den beschichteten Schaftanteil trotz präoperativer, computerassistierter Einmessung mit Größenbestimmung und Einzeichnung der Schenkelhalsresektionsebene vollständig mit dem Knochen zur Deckung zu bringen (Abb.31).

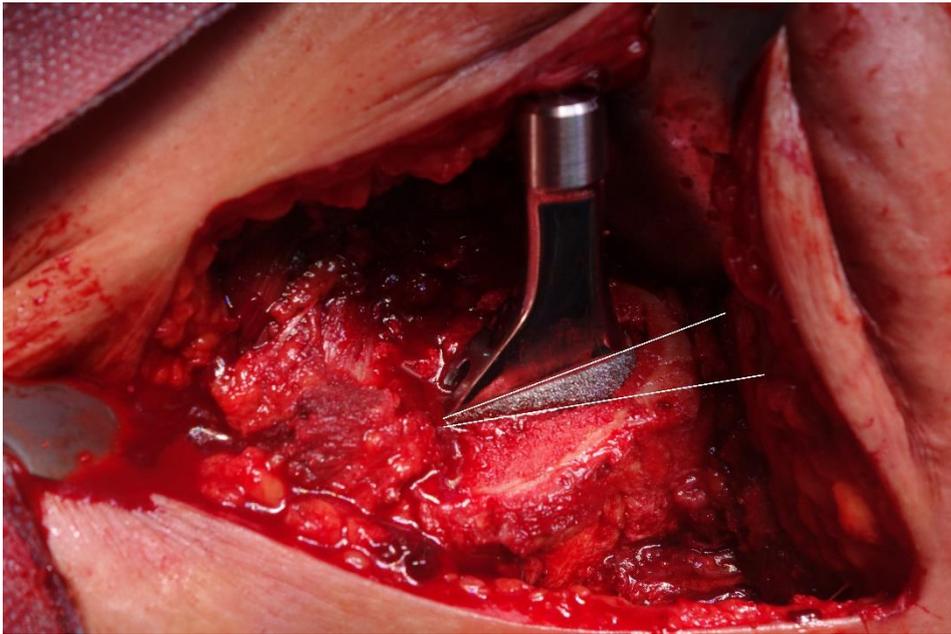


Abb.31: Der fest impaktierte Tri-Lock-Schaft ist im calcarnahen Bereich nicht von Knochen bedeckt. Das "Stem sitting proud" wird nicht vollständig erreicht. (Aufnahme A. Schreiber)

Eine präzise Adaptation der Schaftkomponente an die Anatomie des proximalen Femurs gelang bei der Tri-Lock-Prothese nicht regelhaft. Bedingt durch die spezielle Raspeltechnik und die doch recht aufragende Beschichtung des schmalen Schaftes war es nicht immer möglich, die Prothese so einzusetzen, dass die obere Beschichtungsgrenze mit der Resektionslinie des Schenkelhalses übereinstimmte (im angloamerikanischen Schrifttum als „stem sitting proud“ bezeichnet). Der intraoperative Eindruck des Operateurs hinsichtlich der erreichten press-fit-Stabilität war entscheidend. Klinische Nachteile der Stabilität schienen jedoch bei der fehlenden Deckung der Beschichtung im proximalen Anteil des beschichteten Schaftes nicht vorzuliegen (Kim et al., 2019).

1.8.4 Der Silent® Ultrakurzschaft

Die Silent-Prothese wurde in Anlehnung an die Druckscheibenprothese von Huggler und Jacob so konstruiert, dass die Lastübertragung so weit wie möglich auf den erhaltenen Schenkelhals übertragen werden konnte. Die Prothese wurde in der JISRF-Klassifikation der Gruppe 2B zugeordnet und in dieser Einteilung als Subtyp „Engaging the Lateral Cortex“ bezeichnet. Es ist die zurzeit kleinste Hüftschaffprothese in klinischer Anwendung (Abb.32).



Abb.32: Links: Der drehsymmetrische Konusschaft Silent®. Rechts: Die Prothesengröße unterscheidet sich deutlich von einem konventionellen zementfreien Standardschaft. (Aufnahme A. Schreiber)

Die vollflächige Verklebung des Schaftes zur Gewährleistung einer Primärstabilität wird durch zwei wesentliche Konstruktionsmerkmale bewerkstelligt. Das Implantat wird als drehsymmetrischer Konus gestaltet. Seine Konussteigung beträgt 6° und bewirkt die Verklebung im ebenfalls konisch ausgefrästen Markraum des Schenkelhalses. Die Rotationsstabilität wird durch die Duofix®- Beschichtung hergestellt. Die Titanbeschichtung verfügt über eine gute Oberflächenrauigkeit („Grip“). Die Prothese verklebt so früh in voller Fläche zirkulär im Markraum des Schenkelhalses, dass die kuppelförmige Schaftspitze die laterale Kortikalis nicht erreichen kann (Abb.33).

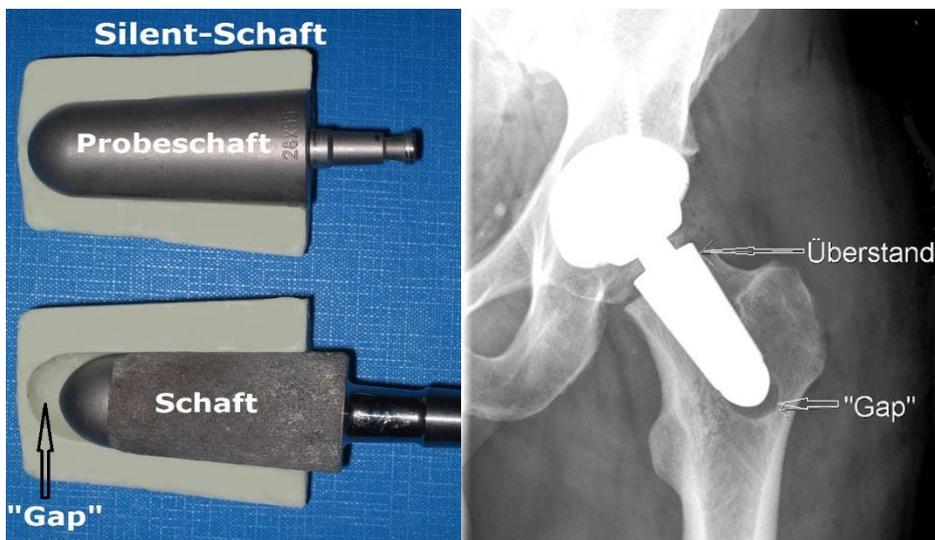


Abb.33: Darstellung der konischen Verklebung des Implantates im Kunststoffblock. Das Probeimplantat (oben) sitzt vollfüllig im aufgefrästen Knochenlager. Das Originalimplantat (unten) trägt mit seiner Beschichtung mehr auf und verklebt früher. Rechts: Röntgenbild intraoperativ. Der Schaft zeigt regelhaft einen Überstand zur Resektionsebene des Schenkelhalses. Zwischen der rundlichen Prothesenspitze und dem gefrästen Knochenlager entsteht ein Hohlraum („gap“).

Zwischen Prothesenspitze und Kortikalis liegt nach der Auffräsung des Schenkelhalses ein freier Raum („Gap“), der eine genügende Distanz zwischen polierter Prothesenspitze und lateraler Kortikalis in der Einheilphase herstellt und sich meist allmählich wieder mit neugebildetem Knochen füllt (Abb.34).

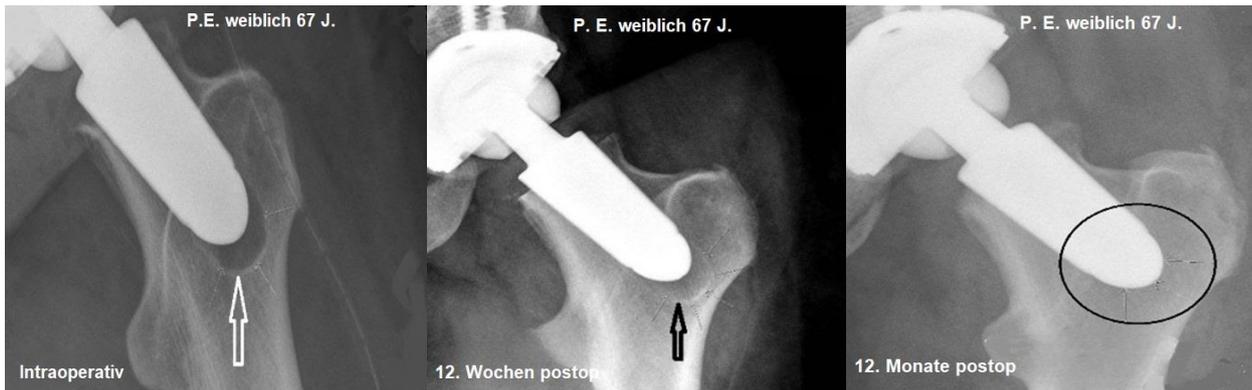


Abb.34: Links: Im intraoperativen Röntgenbild ist die rundlich aufgefäste, knochenfreie Zone („Gap) erkennbar. Mitte: Der „gap“ wird 12 Wochen postoperativ knochendichter. Rechts: Der knöcherner Defekt ist nach 12 Monaten wieder knöchern aufgebaut.

Die konstruktiven Merkmale des Ultrakurzschafes Silent mit seiner spezifischen Konussteigung von 6° , seiner rauen Duofix-Beschichtung und der zirkulären Frühverklebung des drehsymmetrischen Schaftkonus stellen hohe osteologische und operative Ansprüche. Biomechanische Untersuchungen zur Überprüfung der Primärstabilität und des Migrationsverhaltens unter zyklischer Belastung ließen erkennen, dass sich der Silentschaft unter Wechsellastbedingungen in einem gut mineralisierten trabekulären Knochen stabil verhält. Aus dieser Erkenntnis heraus entstand die Einschränkung der Indikation auf Hüftgelenke, die einen Mineralisationsgrad Dorr A oder Dorr A/B aufwiesen. Bei dieser Knochenstärke war von einer zuverlässigen knöchernen Anbindung des Implantates auszugehen (Bishop et al., 2010; Westphal et al., 2006; Westphal et al., 2006).

Nach einer 7-jährigen Multicenterstudie mit CE-Zulassung im Jahre 2009 wurde die Prothese zunächst in 4 Kliniken in Deutschland nach entsprechender Schulung freigegeben (Maheson et al., 2009).

1.9 Die klinische Fragestellung nach den Ursachen des ventralen Femurschmerzes im Gefolge zementfreier Kurzschafthimplantate der Hüfte

Der ventrale Femurschmerz nach Implantation eines zementfreien Hüftschafte bei der Alloarthroplastik der Hüfte ist ein nicht vorhersagbares Phänomen, welches in seinem Ausmaß zeitweise immobilisierend werden kann. Seine Pathogenese ist bis heute nicht vollständig verstanden und die Ursache ist Gegenstand zahlreicher Hypothesen. Das Promotionsvorhaben sollte die Frage beantworten, ob ein ventraler Femurschmerz vorwiegend bei solchen zementfreien Hüftschafthprothesen auftritt, deren distale Schaftspitze glatt poliert und damit zu einer Osteointegration nicht fähig ist und somit das femorale Endost während seiner Belastung irritieren kann. Weiterhin sollte die Frage beantwortet werden, ob und in welchem Zeitintervall ein ventraler Femurschmerz einer Selbstheilung unterliegen kann oder zu einem chronifizierten Dauerzustand wird. Anhand von 4 völlig unterschiedlichen zementfreien Hüftprothesenschäften mit und ohne polierte Schaftspitze, die in einem Endoprothesenzentrum der Maximalversorgung in einer verwertbaren Mindestanzahl implantiert wurden, war die Häufigkeit des Auftretens dieses Schmerzphänomens in Abhängigkeit des flächigen Kontaktes der polierten und damit nicht osteointegrativen Beschichtung an der Schaftspitze zur Bestätigung oder Verwerfung der Hypothese zu überprüfen. Mit den Daten einer ausreichend langen Nachuntersuchungszeit sollten weiterhin Erkenntnisse über die Möglichkeit einer spontanen Selbstheilung oder aber eines chronifizierten Schmerzgeschehens gewonnen werden. Dem Operateur sollte eine begründbare Entscheidungshilfe für die Behandlung des ventralen Femurschmerzes gegeben werden.

Das Einbringen von metallenen Lastträgern in das knöcherne Gefüge eines Azetabulums oder eines Femurrohres verändert die Kraftverteilung des Knochens unter Belastung dramatisch. Unter den Versagensursachen ist daher zwangsläufig trotz aller Fortschritte der Medizintechnik die aseptische Prothesenlockerung neben der periprothetischen Infektion und dem mechanischen Versagen des Implantates die häufigste Komplikation (Leiwering, 2009). 90 % der heutigen Revisionseingriffe in der Hüftprothetik sind auf aseptische Lockerungen zurückzuführen (Löhr und Katzer, 2005). Nach Ellenrieder et al. sind etwa 70 % der Hüft- und 50 % der Knierevisionen auf aseptische Lockerungen zurückzuführen (Ellenrieder et al., 2009).

Die implantatbezogenen Faktoren müssen von den schwer fassbaren individuellen Einflussgrößen der patientenbezogenen sowie von den operativ-chirurgischen Faktoren deutlich abgegrenzt werden. In den letzten 15 Jahren haben die zunehmenden Kenntnisse über die implantatbezogenen Faktoren der periprothetischen Knochenremodellierung zu erheblichen Veränderungen des Schaftdesigns und der Verankerungsmechanismen geführt. Die Schaftzementierung wurde zunehmend zugunsten der zementfreien Verankerung verlassen. Oberflächenstrukturierung und Beschichtung orientierten sich an den Ergebnissen der ossären Reaktionen auf poröse Materialien.

Der Einfluss der Oberflächenporosität auf das Einwachsverhalten des Knochens war bereits grundlegend untersucht worden und kam nun vermehrt zum klinischen Einsatz im Humanbereich (Bobyne et al., 1980; Hulbert et al., 1970; St-Pierre et al., 2005).

Zahlreiche Modifikationen der Beschichtung mit osteotropen Materialien, hier vor allem Hydroxylapatit, wurden entwickelt (Osborne, 1985; Osborne, 1987; Wintermantel und Ha, 1998).

Eines der Hauptprobleme der Schaftendoprothetik und die häufigste Ursache der aseptischen Schaftlockerung war das stress shielding-Phänomen der konventionellen langschaftigen Prothesen. Die oft hochvolumig dimensionierten Prothesenkörper heilten wegen ihrer guten Primärstabilität solide ein. Spotorno entwickelte einen der bis heute erfolgreich im Einsatz befindlichen konventionellen Hüftschäfte, dessen gesamte Oberfläche mit der Methode der Sandstrahlung (grit blasting) aufgeraut wurde. Der Schaft war rotationsstabil und verjüngte sich nach distal so stark, dass die diaphysäre Aussteifung des Femurs deutlich reduziert werden konnte (Abb. 2).



Abb.2: Konventioneller zementfreier Spotorno®-Schaft Fa Zimmer. Rechteckiger proximaler Schaft zur rotationsstabilen Verklebung. Distale Verjüngung des Schaftes in beiden Ebenen zur Verminderung seiner Steifigkeit.

Die guten Ergebnisse nach 30 Jahren basierten nicht zuletzt auf der osteologisch begründeten günstigen Formgestaltung und Dimensionierung (Aldinger et al., 2009; Aldinger et al., 2009; Evola et al., 2014).

Der oft enorme Unterschied zwischen dem E-Modul des Femurknochens und dem des Implantates führte jedoch bei vielen anderen konventionellen Schaftprothesen zu einer unerwünschten Aussteifung des Knochen-Prothesenverbundes, der den erforderlichen Reiz zur Mechanoinduktion des Knochens als wesentlichen Einflussfaktor seines physiologischen Umbaus schwächte. Ein sich verjüngender Prothesenschaft wurde in seinem distalen Anteil elastischer und näherte sich dem E-Modul des Knochens insbesondere dann an, wenn der Schaft zusätzlich von einer lastdämpfenden und kraftverteilenden Oberflächenbeschichtung ummantelt war. Der großvolumige proximale Schaftanteil zeigte eine nur geringe elastische Formveränderung unter Belastung. Sein

hoher E-Modul minderte aufgrund der geringen Verformbarkeit die Reize der Mechanoinduktion und leitete den Knochenschwund am Interface des proximalen Schaftes ein. Um diesen pathologischen Vorgang zu verhindern, wurden zunehmend Kurzschäfte und Ultrakurzschäfte mit zahlreichen Formgebungen, Beschichtungen und proximalen knöchernen Anbindungsarealen entwickelt, um die Kräfteinleitung auf den proximalen Schaftabschnitt zu verlagern. Der aus der Gesamtschau der Ergebnisse von Morrey entwickelte erste Kurzschaft kam als Mayo-Schaft ab 1985 durch den Entwickler selbst zur Anwendung (Morrey et al., 2000).

Als Klassiker der neuen Kurzschaftgeneration sollte er die Anforderungen der ausreichenden Primärstabilität zur sicheren knöchernen Einheilung erfüllen und später eine Langzeitstandfestigkeit gewährleisten. Die proximal eng umgrenzte Kräfteinleitung wurde durch eine kraftdämpfende Beschichtung von Teilflächen erreicht. Der Prothesenkörper war doppelt konisch zur soliden Schaftverklebung durch Vielpunktverankerung gestaltet. Der polierte und nicht osseointegrative distale Schaftanteil war sehr schmal gestaltet. Er hatte lediglich die Funktion eines Führungselementes (Abb.3).



Abb.3: Röntgenbild und Mayo-Explantat mit inselartigem Knochenaufwuchs auf die dorsale grit blasting-Oberfläche und in das seitliche aufgeschweißte dreidimensionale Titandrahtnetz.

Dem Mayo-Schaft als heute kaum noch im Einsatz befindlicher Kurzschaft folgten nun zahlreiche Nachfolger, die zurzeit in über 50 Modifikationen klinisch zur Anwendung kommen. Allen gemeinsam ist eine proximale Anbindung und Krafteinleitung und eine meist glatt polierte Schaftspitze, die den Schaft während seiner Implantation in den Femurmarkraum sicher führen soll. Die Schaftspitze wächst nicht knöchern ein. Eine noch weiter proximale Knochenanbindung gelang mit Ultrakurzschäften, die sich im Schenkelhals und der intertrochantären Region verklemmten (Abb.4).



Abb.4: Links: Schematische Darstellung der orthograden, konischen Fräsung, die eine vollflächige Implantatverklebung gewährleistet. (Abbildung aus Silent-Operationslehre Fa Depuy). Rechts: Röntgenbild 5 Jahre postop mit Atrophie des Calcars.

Die gesamte Entwicklung der Hüftendoprothetik im Schaftbereich führte aufgrund überzeugender osteologischer und biomechanischer Forschungsergebnisse zunehmend zum Einsatz von Materialien mit niedrigerem E-Modul und osteotropen Beschichtungen (Engh et al., 1987; Engh et al., 1992).

Die Schaftvolumina wurden deutlich reduziert und die Proximalisierung der Krafteinleitung durch eine entsprechend osteotrope Oberflächenbeschichtung der konusnahen Schaftareale bewerkstelligt (Abb.5).



Abb.5: Die 40-jährige Entwicklung der zementfreien Hüftprothesenschäfte im Größenvergleich der Implantate am Beispiel des voluminösen Chrom-Kobalt-Molybdän-Implantates, des Spongiosa-Metal® Lübeck-Hüftschaft der Firma Eska (links) und dem Ultrakurzschaft Silent® der Firma Depuy (rechts).

Den sehr guten Langzeitergebnissen der heute noch gebräuchlichen zementfreien Standardschäfte mit einem enormen Erfahrungszuwachs in den letzten 4 Jahrzehnten steht die Kurzschaftprothetik mit ihren recht vielversprechenden mittelfristigen Ergebnissen gegenüber. Jüngere Patienten, die im Laufe ihres Lebens mit einem Hüftprothesenwechsel zu rechnen haben, werden zunehmend wegen des knochenschonenderen Verfahrens und des später einfacheren Implantatwechsels der Kurzschaftprothetik zugeführt.

2. Material und Methode

2.1 Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese

Es lagen die langzeitarchivierten stationären und ambulanten Krankenakten und analogen Röntgenbilder von 107 Patienten vor, die sich in den Jahren 1986 bis 1991 wegen einer primären Coxarthrose der Implantation einer zementfreien Hüftprothese unter Verwendung des Furlong HAC® - Schaftes an der Universitätsklinik Bonn unterzogen hatten. Die verwendeten zementfreien Hüftpfannen hingegen waren unterschiedlicher Bauart. Patienten mit anderen Indikationen wie Perthes, posttraumatischer Coxarthrose, Schaftwechseloperationen, Dysplasien oder chronischer Polyarthrititis wurden bei der Erueierung des ventralen Femurschmerzes ausgeschlossen, da mit unklaren Schmerzüberlagerungen zu rechnen war.

Der Merle-d`Aubigné-Score als klinisch-funktioneller Score zur Beurteilung des mittelfristigen Verlaufes nach Hüftprothetik beinhaltet die 3 Kategorien Schmerz, Beweglichkeit und Gehfähigkeit. In jeder der 3 Kategorien können 6 Punkte erreicht werden (D'Aubigné and Postel, 1954). Anhand einer Gesamtpunktzahl von 18 erreichbaren Punkten wird eine Einteilung in 4 Ergebnisklassen vorgenommen. Die Punktzahl 18 beinhaltet ein sehr gutes klinisches Ergebnis ohne funktionelle Einschränkungen. 15 bis 17 Punkte weisen auf leichte funktionelle Einschränkungen hin bei einem insgesamt jedoch guten klinischen Ergebnis. 13 bis 14 Punkte deuten auf ein nur mäßiges klinisches Ergebnis mit deutlichen funktionellen Defiziten hin. Ein Ergebnis unter 13 Punkten beinhaltet ein schlechtes klinisches Ergebnis mit erheblichen funktionellen Einschränkungen. Eine Schmerzdifferenzierung in Anlaufbeschwerden, belastungsbedingte vordere Femurschmerzen oder Schmerzen in der Tiefe der Leiste wird in diesem Score nicht vorgenommen und musste bei der damalig klinischen Untersuchung und Befragung speziell erfragt werden. Die Untersuchung basierte weiterhin auf der Befundung sämtlicher Röntgenbilder, die vorwiegend in analoger Form vorlagen. Die archivierte Fotodokumentation der Versagerfälle, die aus klinischer Sicht

sowie unter dem Gesichtspunkt der wissenschaftlichen und juristischen Aufarbeitung des zum damaligen Zeitpunkt recht neuen Prothesenmodells angefertigt worden war, wurde unter der Maßgabe der geltenden Datenschutzbestimmungen zur Einzelfalldarstellung herangezogen. Für die klinische Bewertung lagen die vollständigen ambulanten Befunde vor, die neben der Erhebung des klinischen Befundes insbesondere hinsichtlich der speziellen Fragestellung eines ventralen Femurschmerzes überprüft worden waren.

2.2 Der metallspöngiöse Hüftschafft GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung

Die postoperativen klinischen und radiologischen Daten von 57 Fällen (21 Männer, 36 Frauen, davon 9 Patientinnen mit beidseitiger Hüftprothesenimplantation), die sich in einer klinischen Serie der Implantation eines metallspöngiösen Hüftschafftes GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung unterzogen hatten, lagen vor. Die Schafftprothese wurde aus Gründen der fehlenden Maßtreue beim Fertigungsverfahren und eines zentral recht schmalen Schafftkernes, der sich insbesondere bei kleinen Implantaten fertigungstechnisch und hinsichtlich seiner Stabilität als nachteilig erwies, nach mehreren Jahren ersetzt durch einen Schafft mit einer völlig anderen dreidimensionalen Oberflächenbeschichtung. Der nun nachfolgende Schafft mit der Bezeichnung Spongiosa Metall II® bestand ebenfalls aus Chrom-Kobalt- Molybdän und seine Oberflächenbeschichtung wurde durch einzeln aufgebraachte Strukturelemente (Tripoden) sehr rau gestaltet. Alle Patienten waren standardmäßig im Pfannenbereich mit einer zementfreien Pfanne des Typs Harris Galante II® (Fa Zimmer) versorgt worden. Bei allen Patienten hatte bei der Primäroperation geschlechtsunabhängig ein Mineralisationstyp der Hüfte Dorr A vorgelegen. Die Mineralisationstypen Dorr A/B als Übergangstyp und Dorr B und C wurden nicht mit dem metallspöngiösen Schafft versorgt, da mittel-bis langfristige Ergebnisse noch nicht vorlagen. Alle Patienten, die eine Koxarthrose auf nicht degenerativer Basis entwickelt hatten, wurden bei der speziellen Fragestellung eines ventralen Femurschmerzes ausgeschlossen. Die Daten umfassten einen Nachbeobachtungszeitraum von mindestens 2 Jahren. Danach gingen 13 Patienten im Laufe einer über 20-jährigen Beobachtungszeit verloren. 44 Patienten wurden in einem Gesamtzeitraum von durchschnittlich 16,63 Jahren wegen Beschwerden vorstellig. Die

44 Patienten wurden zunächst in unregelmäßigen Abständen und später wegen zunehmender Beschwerden klinisch und radiologisch untersucht. In allen Fällen lagen die im Hause ambulant erstellten analogen Röntgenbilder vor. Das Explantatmaterial war in den Schadensfällen fotografisch erfasst worden. Die Bilder lagen den Krankenakten bei oder waren dem Explantatarchiv der orthopädischen Abteilung (Zentrum der orthopädischen Maximalversorgung) zu entnehmen.

2.3 Der Tri-Lock® Kurzschaft

Im Zeitraum von 01.01.2014 bis zum 31.12.2016 wurden 214 Kurzschaftprothesen des Typs Tri-Lock® implantiert. Die klinischen und radiologischen Daten wurden postoperativ über 12 bis 36 Monate hinsichtlich klinischer Besonderheiten überprüft. In allen Fällen wurde wegen der besonderen Art der proximalen Verklemmung mit einer zu erwartenden Schaftsinterung bis zur stabilen Setzung zusammen mit 2 Radiologen unabhängig voneinander an den postoperativen nativradiologischen Verlaufskontrollen die Sinterstrecke des Schaftes bis zu seiner endgültigen Setzung in mm beurteilt. Da der messerblattartige schmale Schaft in nahezu jedwede anatomisch abweichende Form des Femurs implantierbar ist, wurden Koxarthrosen nach Dysplasie und Umstellungen sowie unterschiedliche Mineralisationsgrade (Dorr A-C) in die operative Therapie und Auswertung mit eingeschlossen. Der Mineralisationsgrad wurde nach der Definition von Dorr in die Gruppen Dorr A, B und C eingeteilt. Alle klinisch auffälligen Verläufe waren unter dem Gesichtspunkt der exakten Lokalisierung der als Schmerzgenerator vermuteten polierten Schaftspitze fluoroskopisch so eingestellt und dokumentiert worden, dass ein endokortikaler Schaftspitzenkontakt nachzuweisen oder auszuschließen war. Diese Befunde wurden einschließlich der in allen Fällen vorliegenden Knochenszintigramme den klinischen Verläufen zugeordnet. In den Fällen des eindeutigen ventralen Femurschmerzes wurde die Zeit bis zur Selbstheilung dokumentiert.

In Fällen mit unklaren postoperativen Hüftschmerzen und teils belastungsabhängiger Schmerzprojektion in den proximalen Femur oder das Hüftgelenk, die dem klinischen Erscheinungsbild des ventralen Femurschmerzes nach strenger Definition nicht

zugeordnet werden konnten, wurde die durchgeführte invasivere Diagnostik zum Nachweis einer Infektion oder einer aseptischen Lockerung nachverfolgt. Die endgültige Diagnose und die therapeutischen Maßnahmen aller unklaren Fälle wurde dokumentiert.

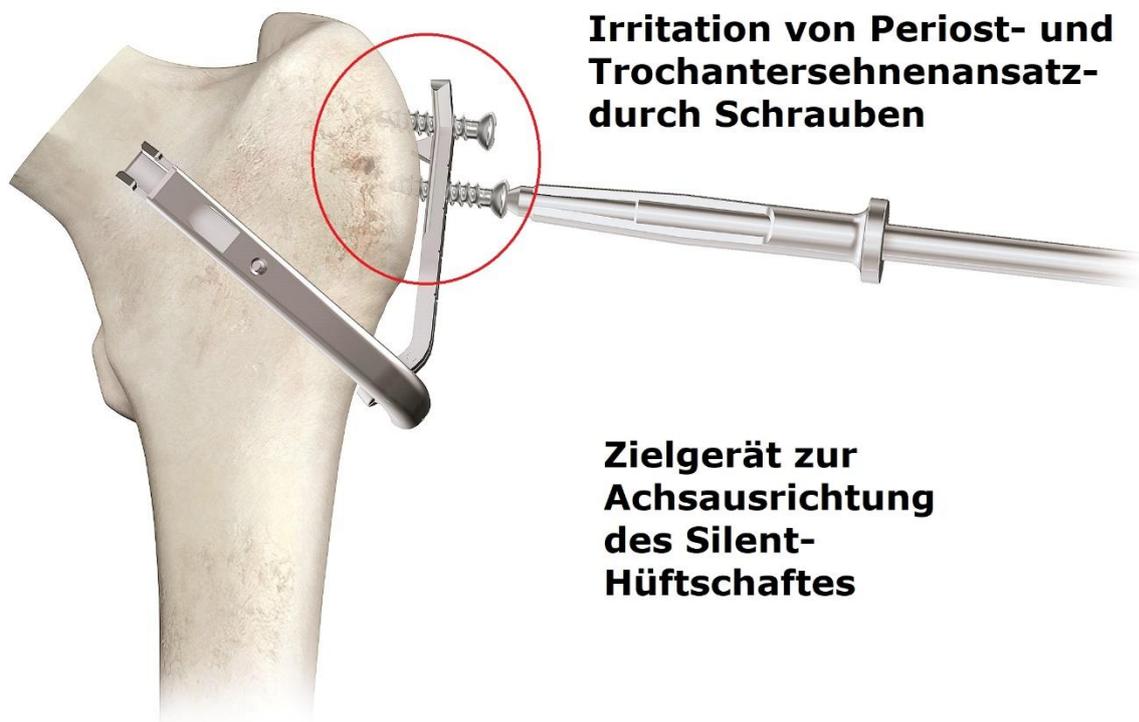
2.4 Der Silent® Ultrakurzschaft

Im Zeitraum von 2010 bis 2015 wurden 116 Patienten/innen operiert. Zwei Operateure implantierten gemeinsam über einen standardisierten Hardinge-Zugang die Prothese. Sämtliche prä-intra- und postoperativen Vorgehensweisen erfolgten ebenso standardisiert (Hardinge, 1982). In einer bewusst gewählten Modifikation der Zielvorrichtung wurde einer intraoperativen fluoroskopischen Lagekontrolle der Achsausrichtung des Schaftes der Vorzug gegeben (Abb.35).



Abb.35: Dynamische fluoroskopische Lagekontrolle in allen Ebenen mit achsparalleler Einstellung des ersten Bohrkanales zum Schenkelhals mit Metallstiftmarkierung.

Diese Modifikation ermöglichte in allen Fällen ein minimalinvasives Vorgehen, da eine aufwendige, subtrochantär laterale Fixation des Zielgerätes mit Schrauben entfiel (Abb.36).



Aus: Silent Operationsanleitung Fa Depuy

Abb.36: Das empfohlene Zielgerät zur Bestimmung der Achsenlage erfordert einen großen Zugang. Die Montage ist mit einem minimalinvasiven Zugang nicht durchführbar. Die erforderlichen Schrauben zur Fixation irritieren das Periost und den Sehnenansatz am Trochanter.

Gleichzeitig wurde durch dieses Vorgehen eine Periostirritation in der lateralen Trochantärregion vermieden. Periostmanipulationen durch Bohrungen hätten die durch die Prothese selbst hervorgerufenen Schmerzen am Periost überlagern können. Die stationären und ambulanten Krankenakten von 116 Patienten/innen, die im Zeitraum von 2010 bis 2015 das Silent- Implantat erhielten, wurden über einen Zeitraum von 5 Jahren unter Einsicht aller Röntgenaufnahmen erfasst. Die klinischen Angaben von 11 Hüftoperierten, die im postoperativen Verlauf auffällig waren, wurden bis 5 Jahre postoperativ dokumentiert. Zusammen mit den radiologischen Befunden wurde die Genese und die daraus resultierende Diagnose der periartikulären Schmerzsymptomatik in der vorliegenden Arbeit dargestellt.

3. Ergebnisse

3.1 Die zementfreie Furlong HAC® Hüftschaffprothese

106 Patienten (30 weiblich, 76 männlich) hatten sich bei einem Durchschnittsalter von 60,11 Jahren der Primäroperation eines zementfreien Hüftgelenksersatzes wegen einer degenerativen Coxarthrose unterzogen (Abb.37). Revisionseingriffe und andere prothesenpflichtige Hüftpathologien wurden ausgeschlossen. Die naturgemäß höheren Altersgruppen der Zweiteingriffe wurden bei der konkreten Fragestellung eines ventralen Femurschmerzes ausgeschlossen.

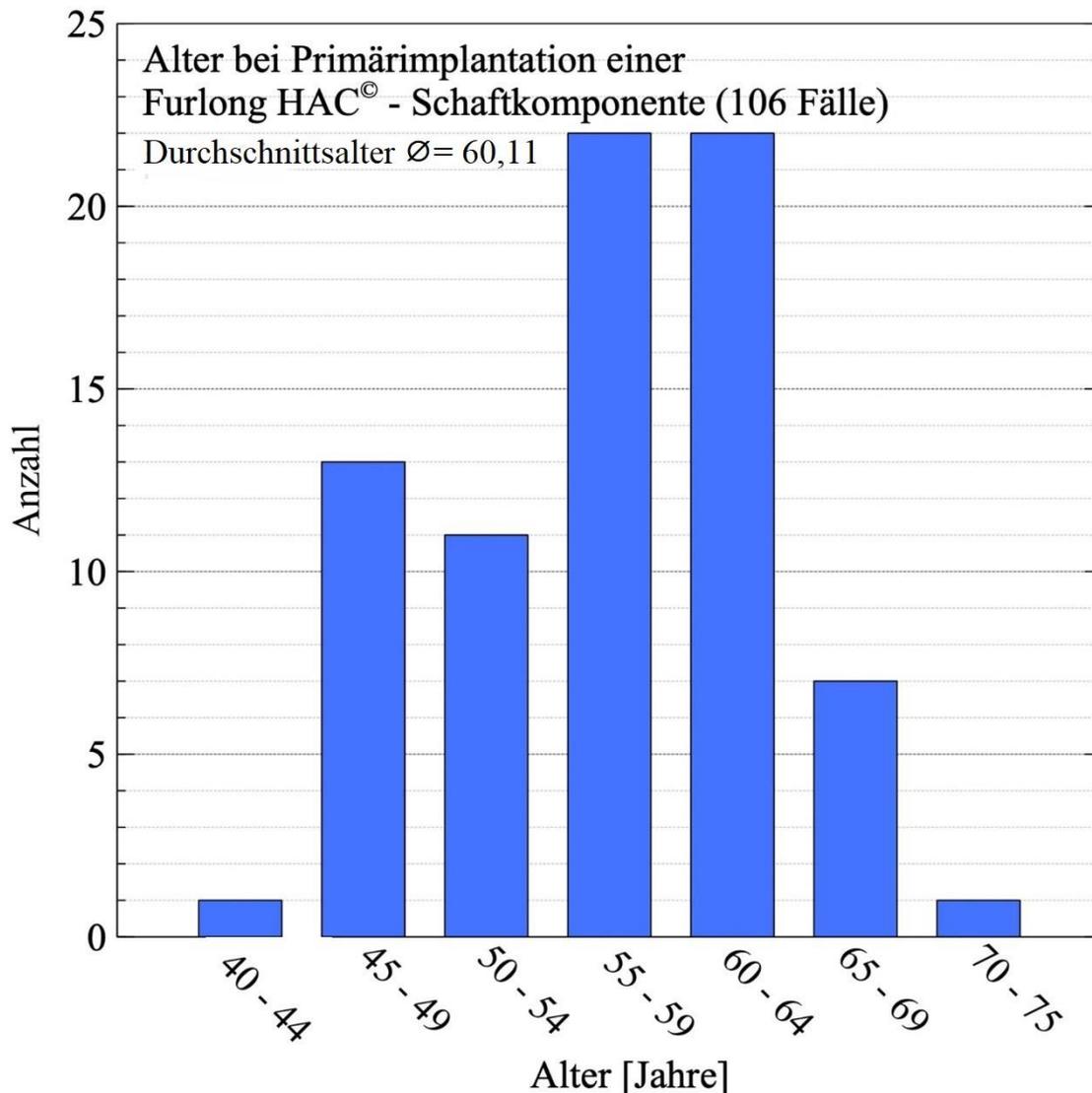


Abb.37: Das Durchschnittsalter \bar{x} der Patienten bei der Primärimplantation einer Furlong HAC®-Hüftschaftprothese betrug 60,11 Jahre.

Zum Zeitpunkt der Primärimplantation lag in 86 Fällen (81,2 %) ein Mineralisationstyp Dorr A vor. 20 Fälle (19,8 %) waren dem Übergangstyp Dorr A/B zuzuordnen. Die durchschnittliche Beobachtungszeit zur Erfassung unklarer postoperativer ventraler Femurschmerzsymptome betrug im Durchschnitt 4,42 Jahre (Abb.38). Die Nachbeobachtungszeit von 0,4 bis 5,4 Jahren konnte sowohl die schmerzhaften Frühsymptome als auch die unklaren Schmerzsyndrome in einem Zeitintervall erfassen, welches üblicherweise für die Beurteilung der primären knöchernen Integration eines

zementfreien Schaftes geeignet und ausreichend ist. Die kürzeste Nachuntersuchungszeit von 0,4 Jahren resultierte aus einer revisionspflichtigen, septischen Frühkomplikation (Fallnr.77).

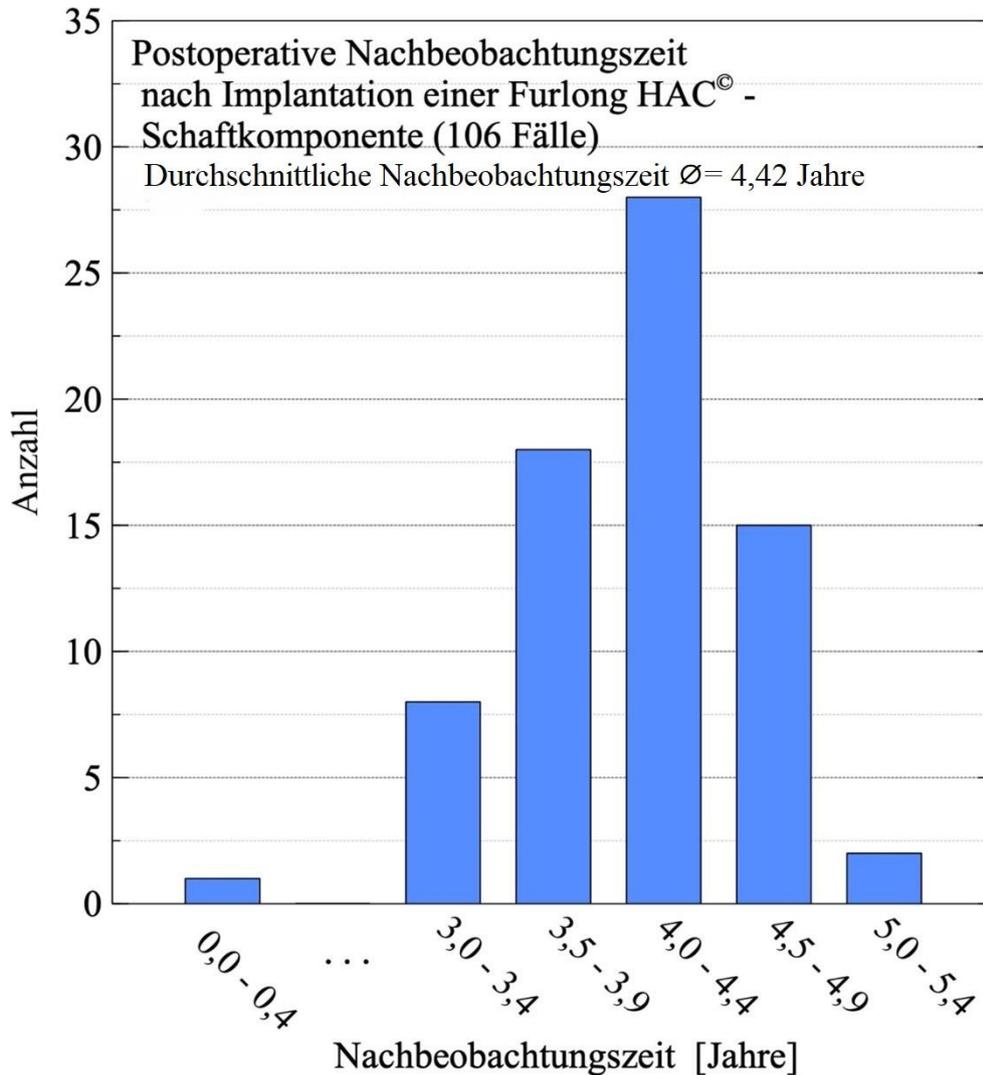


Abb.38: Die Nachbeobachtungszeit von 0,4 bis zu 5,4 Jahren konnte alle frühen Schmerzsymptome sowie etwaige Auffälligkeiten der knöchernen Integration erfassen. Die durchschnittliche Nachbeobachtungszeit \bar{x} betrug 4,42 Jahre.

Die klinisch-funktionelle Bewertung nach dem Score von Merle d'Aubigné und Postel ergab einen Wert von durchschnittlich 15,26 Punkten (Abb.39). In diesem Score wurden die 3 Versagerfälle durch Infektion und aseptische Schraubpfannenlockerung mit in die gesamtklinische Bewertung aufgenommen. Sie waren naturgemäß nicht Ausdruck eines primären Schaftversagens. Die volle Punktzahl von 18 Punkten wurde jedoch nur in 5 Fällen erreicht.

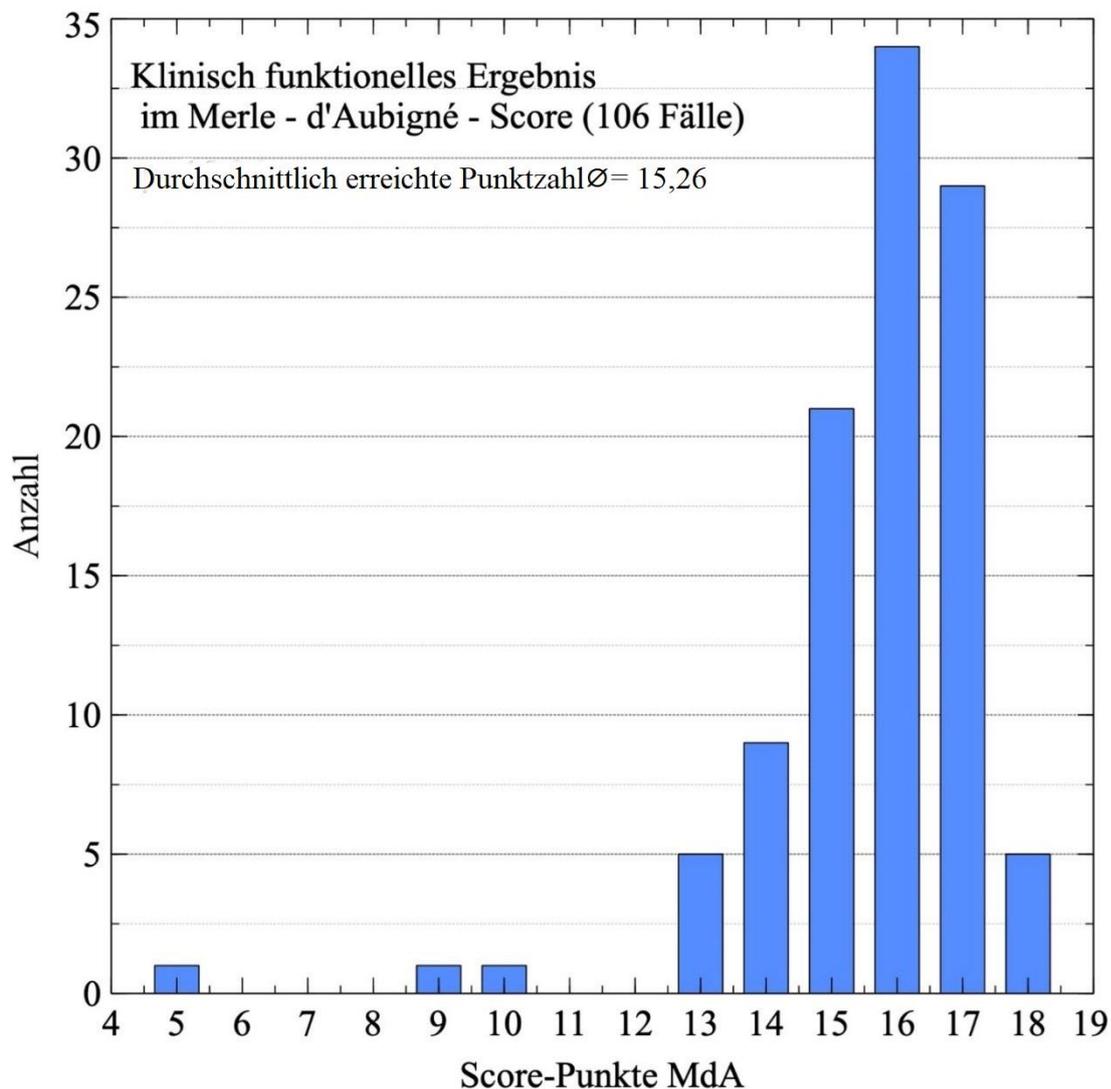


Abb.39: Der Score von Merle d'Aubigné und Postel zeigt in 3 Fällen mit 5, 9 und 10 Punkten ein Prothesenversagen an. 5 Patienten erlangten die maximal erreichbare Punktzahl von 18 Punkten. Die durchschnittlich erreichte Punktzahl \bar{x} betrug 15,26.

Die radiologischen Befunde wiesen nahezu regelhaft ein immer gleiches Muster auf. In den meisten Fällen hatte sich eine radiologische Trias von geringer Calcarresorption in Kragennähe, eine deutliche Knochenverdichtung am Kontursprung des Schaftes und eine Sockelbildung eingestellt (Abb.40).

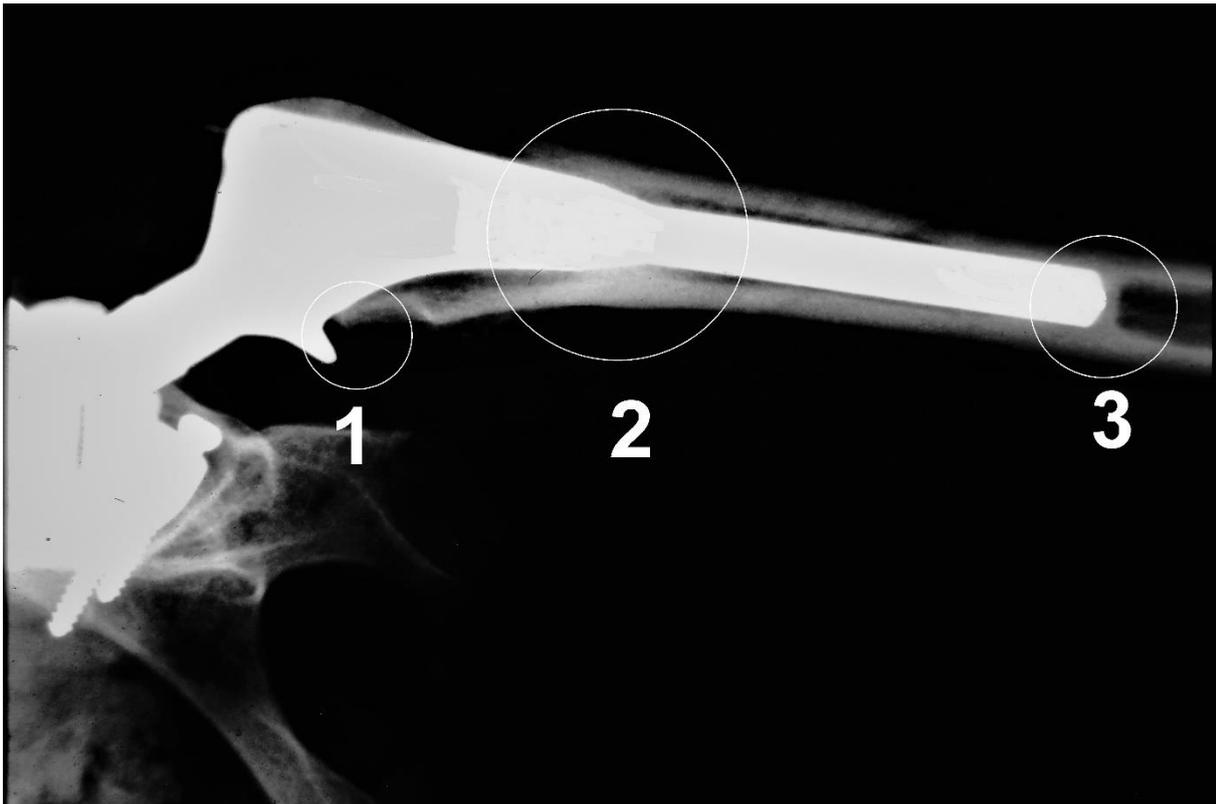


Abb.40: Entwicklung einer leichten Calcarresorption unterhalb des Prothesenkragens (1), einer zirkulären Knochenverdichtung am Kontursprung des Schaftes (2) und einer Sockelbildung an der Prothesenspitze (3) (Kreismarkierung).

Die Verdichtung des Knochens in der Mitte des Schaftes erfolgte immer zirkulär. Die Knochen trabekel entwickelten sich auf die Schaftoberfläche zu. Die Knochenneubildung hatte auf die Kontur der benachbarten Compacta keinen Einfluss (Abb.41).

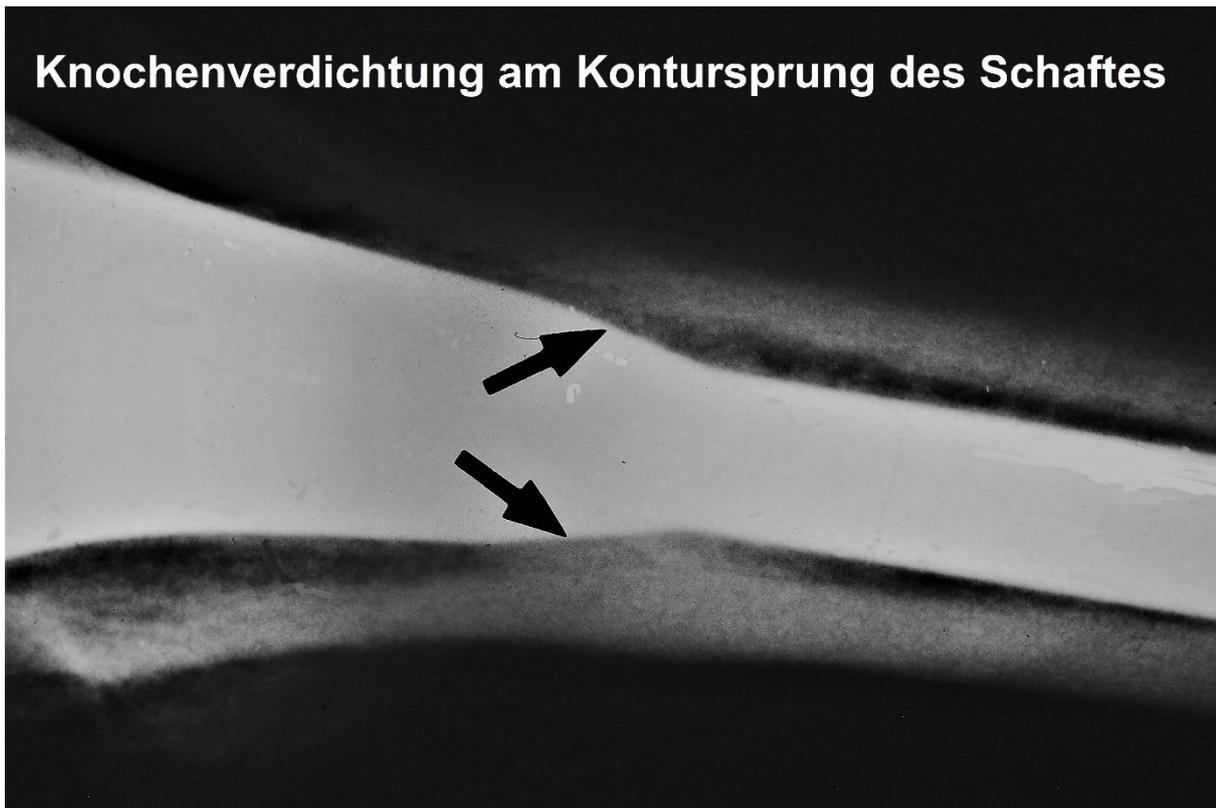


Abb.41: Entwicklung einer endokortikalen, trabekulär gestalteten Knochenverdichtung in Höhe des Kontursprunges des Schaftes als Ausdruck der verstärkten Kraffteinleitung in diesem Areal. Die benachbarte Compacta unterliegt keiner Hyperkortikalisierung.

In 95 Fällen (89,6 %) hatte sich ein symptomloser endokortikaler Sockel unterschiedlicher Dicke ohne Nachweis einer Trennungslinie (radiolucent line) zur Prothesenspitze im Femurmarkraum ausgebildet (Abb.42).

Sockelbildung an der Prothesenspitze

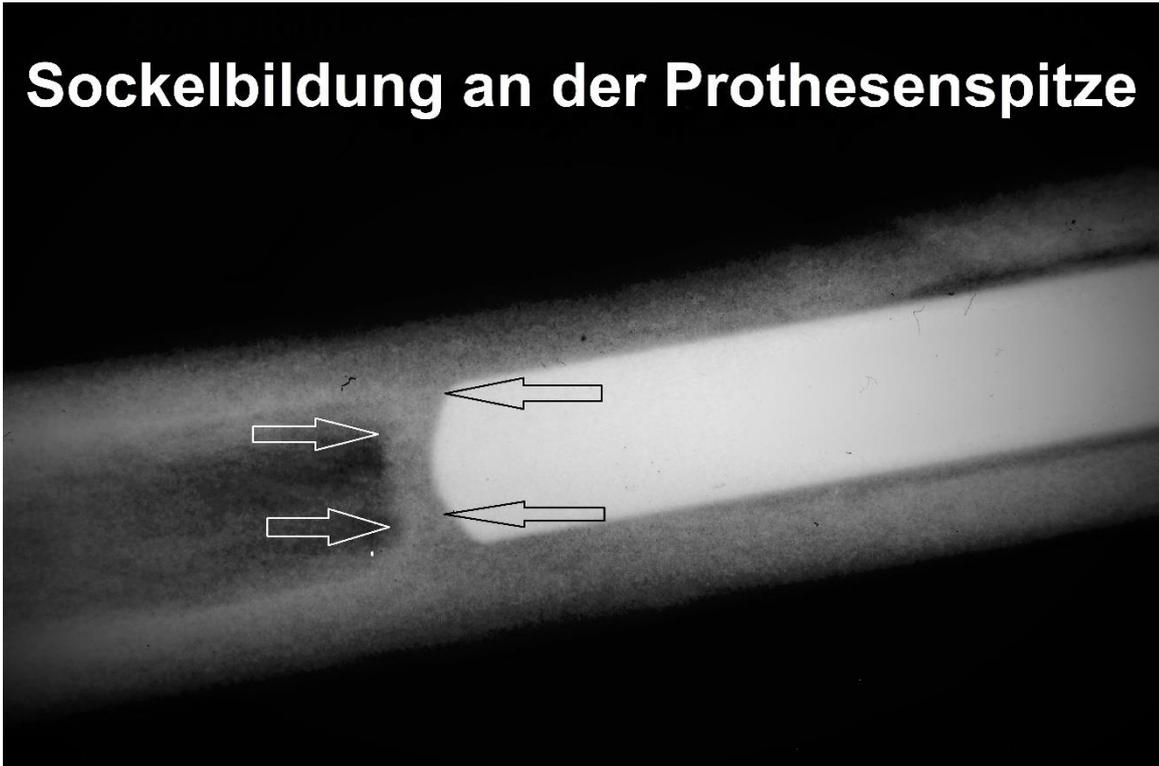


Abb.42: Symmetrischer, knöcherner Sockel um die beschichtete, kuppelförmige Spitze des Furlong HAC®-Schafes ohne „radiolucent line“ zwischen Knochensockel und Implantat (Pfeile). Die Femurkompakta ist in diesem Bereich völlig unauffällig.

In insgesamt 70 Fällen (66 %) war dieser Socket mit unterschiedlicher Dicke symmetrisch ausgebildet. Er bildete sich auf den Röntgenaufnahmen oft als sehr dünne und auf den Röntgenaufnahmen kaum nachweisbare Zone der Knochenverdichtung ab. Er konnte sich aber auch bis hin zu einem Socket von 4 mm Breite entwickeln. In 25 Fällen (23,6 %) kam es nur zu einer asymmetrischen Sockelbildung, die im Röntgenbild ohne mediale oder laterale Seitenbetonung erkennbar war. In 11 Fällen (10,4 %) konnte auch nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 4,36 Jahren keine Sockelbildung nachgewiesen werden. Ein ventraler Femurschmerz trat in keinem einzigen Fall des aseptischen Gesamtklientels auf.

Im Rahmen der jährlichen Nachuntersuchung der wegen einer degenerativen Coxarthrose operierten Fälle traten teils erhebliche Schmerzen auf, die sich in das Hüftgelenk, aber auch in den anterolateralen, dorsalen und medialen Femur projizierten. Die Schmerzen entsprachen nicht einem ventralen Femurschmerz, wie er

definitionsgemäß als belastungsabhängig einschließender Schmerz in die Oberschenkelregion imponiert und sich ohne Belastung wieder sofort zurückbildet. Auffallend war der allmähliche Abfall des Score-Wertes nach Merle d'Aubigne. Da die Genese des Hüft- und Femurschmerzes in allen 3 Fällen zunächst trotz des verzögerten Auftretens der Symptome unklar blieb, unterzogen sich die Patienten je nach ihrer jeweiligen Indolenz und der Heftigkeit der Symptome in unterschiedlichen Schadensstadien der Revision.

Fall 1 (Fallnr.9)

Klinische Angaben: 3,1 Jahre postoperativ klagte eine 48 Jahre alte Frau über uncharakteristische Schmerzen in der tiefen Hüftregion, die zunächst nur unter Belastung auftraten. Schmerzunahme innerhalb von 4 Monaten mit einem Rotationsschmerz im Liegen und Schmerzausstrahlung in die Oberschenkelvorderseite. Radiologisch zeigte sich eine zunehmende radiolucent line an der zementfreien Schraubpfanne. Der Furlongschaft war unauffällig. Das Hüftpunktat war steril und auch die Entzündungsparameter waren unauffällig. Beim Wechsel der gelockerten Pfanne fiel bei der Exploration des Schaftes eine kragennahe Auflösung der Hydroxylapatit-Beschichtung auf. Der Furlongschaft war stabil (Abb.43). Histologisch ergab sich eine unspezifische Synovitis ohne Fremdkörpereinlagerung oder Infektzeichen. Der weitere Verlauf war nach Neuimplantation einer zementfreien vollhemisphärischen Pfanne unter Belassung des Schaftes unkompliziert.

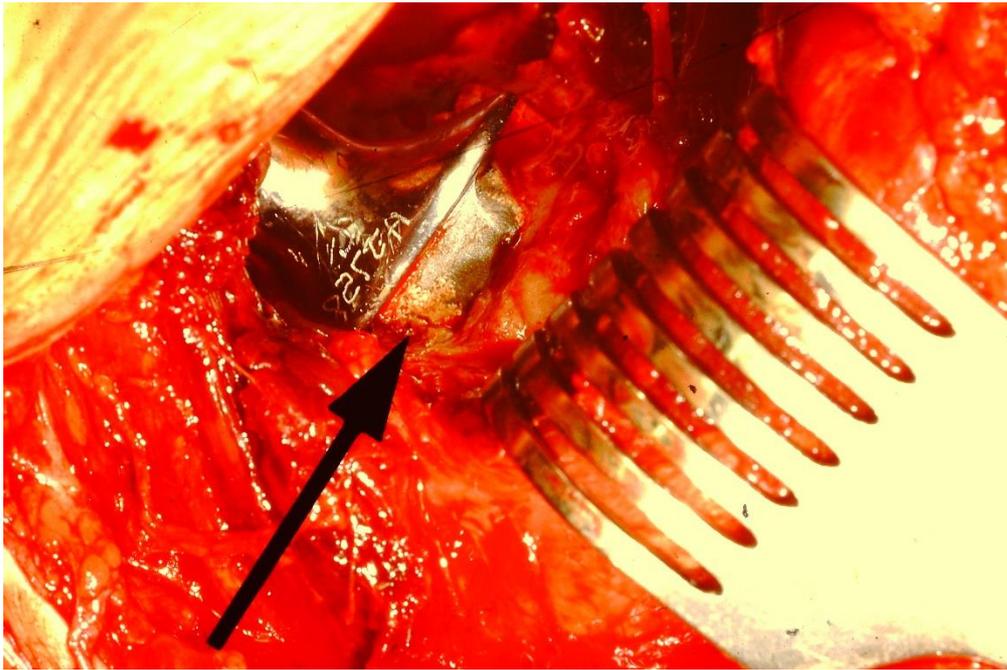


Abb.43: Die Schaftbeschichtung aus Hydroxylapatit hat sich in Anwesenheit des abakteriellen, entzündlichen Ergusses nahe am Kragen zirkulär abgelöst (Pfeil). Vermutlich hatte der Schaft bereits bei der Primärimplantation dort keinen Knochenkontakt.

Fall 2 (Fallnr.77)

Klinische Angaben: 4 Monate nach anfänglich unauffälligem Verlauf bestand bei einem 64 Jahre alten Mann etwa 14 Tage vor dem Revisionseingriff der Verdacht eines fieberhaften Infektes. In dessen Gefolge klagte der Patient über zunehmende Schmerzen in der Tiefe der Leiste mit allmählich sehr schmerzhafter Ausstrahlung ventralbetont in den gesamten Oberschenkel. Die notfallmäßige Punktionsdiagnostik ergab den bakteriellen Befund einer Staphylokokkeninfektion. Es erfolgte der komplette Prothesenausbau gefolgt von der zementfreien Reimplantation in zweiter Sitzung nach 6 Wochen. Auffällig war eine erhebliche Schädigung der Schaftbeschichtung durch den bakteriellen Erguss. Der gesamte Schaft war nur noch partiell mit Hydroxylapatit bedeckt (Abb.44).

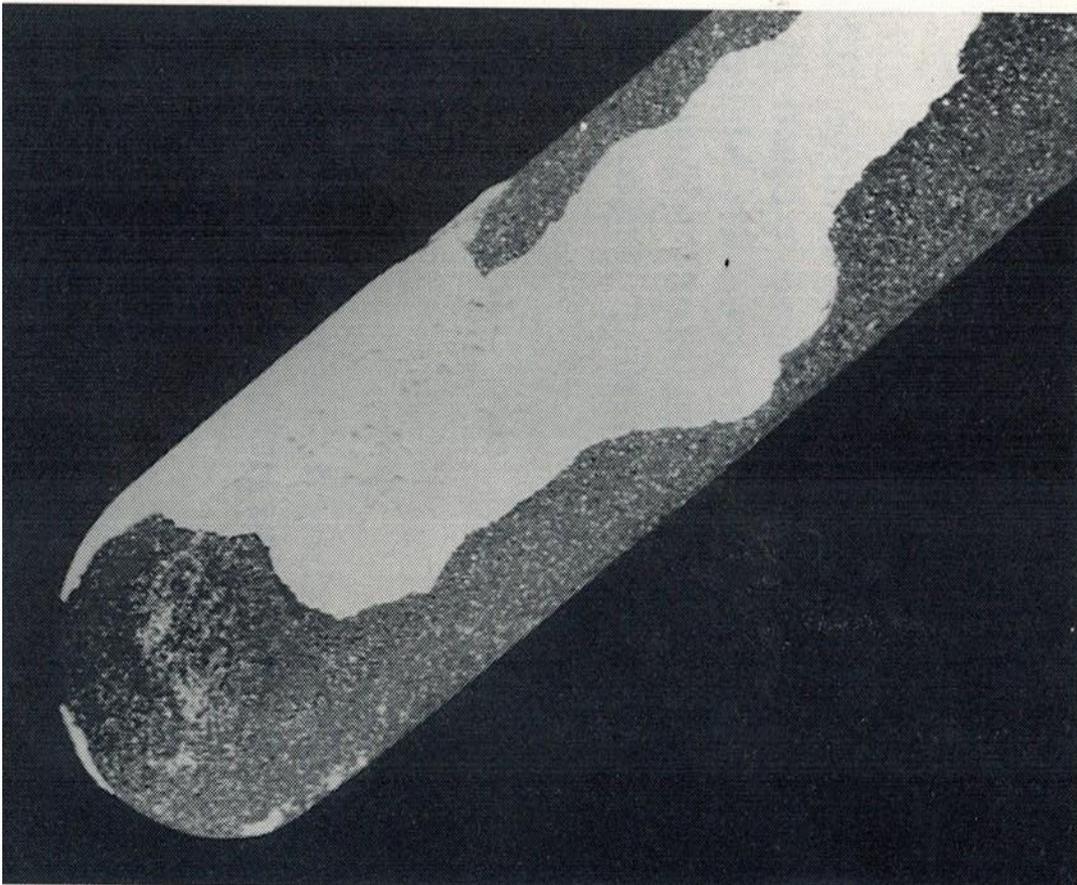


Abb.44: Auflösung der Hydroxyapatitbeschichtung nach fulminantem Staphylokokkeninfekt mit erheblicher bakterieller Ergussbildung. Die erhaltene Restbeschichtung zeigte keinen knöchernen Anwuchs mehr.

Fall 3 (Fallnr.102)

Ein 58 Jahre alter, muskelkräftiger Mann zeigte über knapp 4 Jahre bis auf eine eingeschränkte Beweglichkeit einen völlig unauffälligen Verlauf. Etwa 6 Monate vor der Revisionsoperation berichtete der Patient über einen Femurschmerz, der sich sowohl nach ventral als auch nach dorsal projizierte. Nach kurzer Ruhe waren die Beschwerden bei dem recht indolent wirkenden Patienten erträglich. Es bestand Arbeitsfähigkeit. Das hausärztlich veranlasste Labor zeigte eine geringe Leukozytose und eine dezente Erhöhung des CRP. Aufgrund des anfänglich guten klinischen Befundes war definitionsgemäß bei einem unauffälligen Verlauf von über fast 4 Jahren ein ventraler Femurschmerz als eigenständiges, mechanisch begründbares Symptom unwahrscheinlich. Die Prothese zeigte entlang des gesamten Schaftes und auch

zwischen Prothesenspitze und Sockelbildung eine sich allmählich entwickelnde dezente „radiolucent line“. Die Punktionsdiagnostik war negativ. Bei zunehmender Immobilisation und einem allmählich als nicht mehr erträglich empfundenen Rotations- und Stauchungsschmerzes erfolgte die Revision. Ohne Kraftanstrengung ließ sich der Schaft herausziehen. Er hatte bis auf kleinste Hydroxylapatitinseln seine Beschichtung fast vollständig verloren (Abb.45). Enterokokken wurden als Ursache für einen schleichenden low grade-Infekt festgestellt, der sich als Spätinfekt manifestiert hatte. Ein osteolytischer Knochendefekt bestand nicht. Die Femurhöhle wurde aufgefräst, ohne dass Hydroxylapatitrückstände makroskopisch zu erfassen waren.

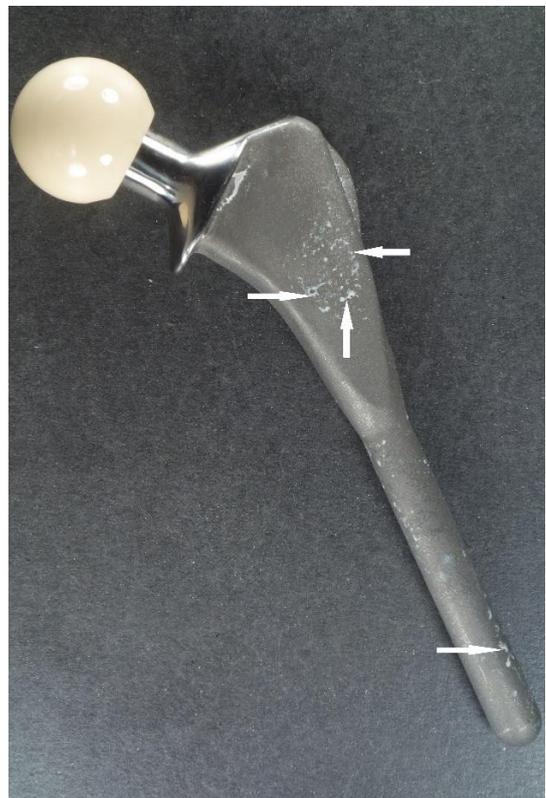


Abb.45: 4 Jahre nach Implantation eines Furlong HAC®-Schaftes und eines vermutlich seit 6 Monate bestehenden low grade Infektes durch Enterokokken hat sich die Beschichtung am Titanschaft nahezu vollständig aufgelöst. Kleinere Reste der Beschichtung sind in der Nähe des lateralen Flügels noch zu erkennen (weiße Pfeile).

Zusammenfassend war ein ventraler Femurschmerz als belastungsabhängiger Schmerz nach knöcherner Integration des Implantates bei der Furlog HAC[®]-Schaftprothese nicht nachweisbar. Die Entwicklung einer symmetrischen oder asymmetrischen Sockelbildung an der kuppelförmig gestalteten Schaftspitze hatte keine klinischen Symptome zur Folge und war kein Anzeichen für eine Schaftlockerung. Sämtliche unklaren periartikulären Hüftschmerzen mit teils femoraler Projektion konnten eindeutig einer Implantatlockerung oder einer Infektion zugeordnet werden.

3.2 Der metallspöngiöse Hüftschafte GHE mit Songiosa Metal I[®] - Beschichtung

Die postoperativen klinischen und radiologischen Daten von 57 Fällen (21 Männer, 36 Frauen, davon 9 Patientinnen mit beidseitiger Hüftprothesenimplantation), die sich der Implantation eines metallspöngiösen Hüftschafte GHE mit Songiosa Metal I[®] - Beschichtung unterzogen hatten, lagen vor. Das Durchschnittsalter bei der Primäroperation betrug 56,95 Jahre (Abb.46).

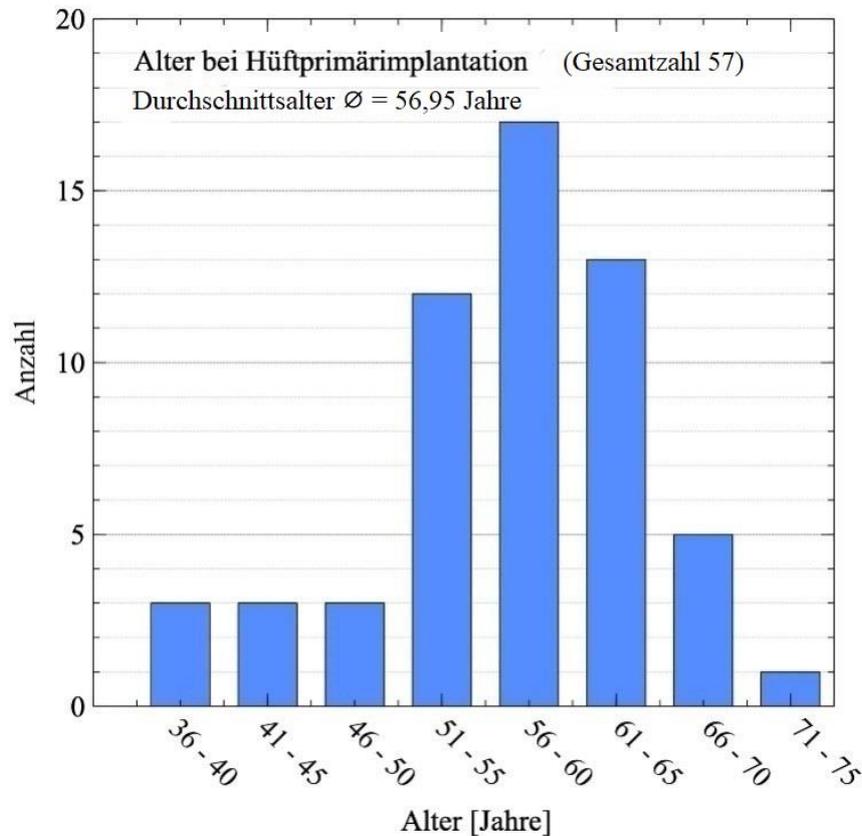


Abb.46: Das Durchschnittsalter \bar{x} zum Zeitpunkt der Primärimplantation einer zementfreien Hüftprothese mit spongiösem Metallschaft wegen degenerativer Coxarthrose betrug bei insgesamt 57 Patienten 56,95 Jahre.

Alle Patienten waren standardmäßig im Pfannenbereich mit einer zementfreien Pfanne des Typs Harris Galante II® (Fa Zimmer) versorgt worden. Bei allen Patienten hatte bei der Primäroperation ein Mineralisationstyp der Hüfte Dorr A vorgelegen. Die Daten umfassten einen Nachbeobachtungszeitraum von mindestens 2 Jahren. Danach gingen 13 Patienten im Laufe einer über 20-jährigen Beobachtungszeit verloren. 44 Patienten wurden in einem Gesamtzeitraum von durchschnittlich 16,63 Jahren wegen Beschwerden vorstellig (Abb.47).

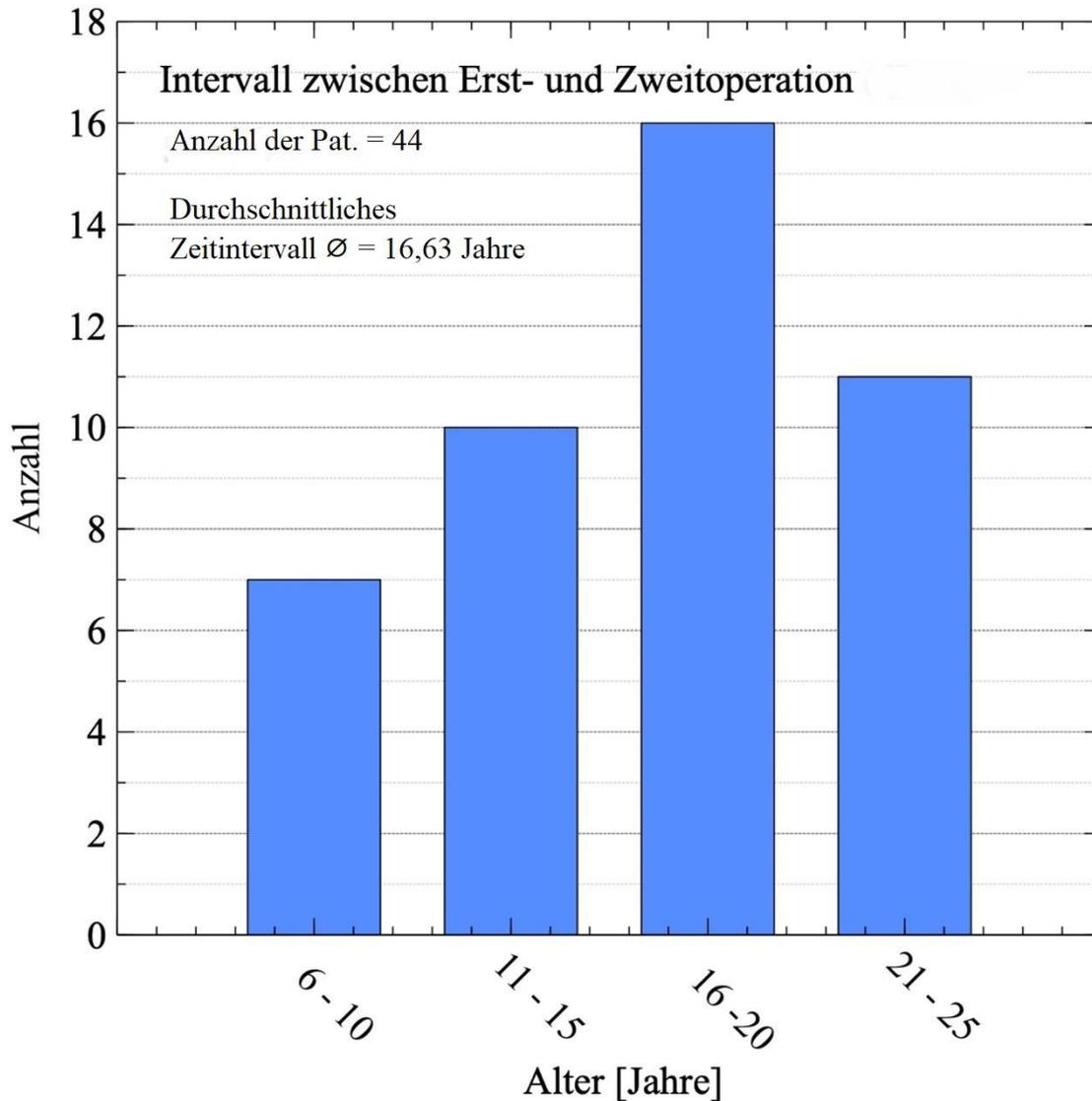


Abb.47: Beschwerdefreies Intervall zwischen Primärimplantation und Revisionseingriff bei einer Gesamtzahl von 44 Fällen mit einem durchschnittlichen Intervall \bar{x} = 16,63 Jahren.

Sie wurden in einem Durchschnittsalter von 71,34 Jahren wegen der desolaten Pfannendefekte revisionsbedürftig (Abb.48).

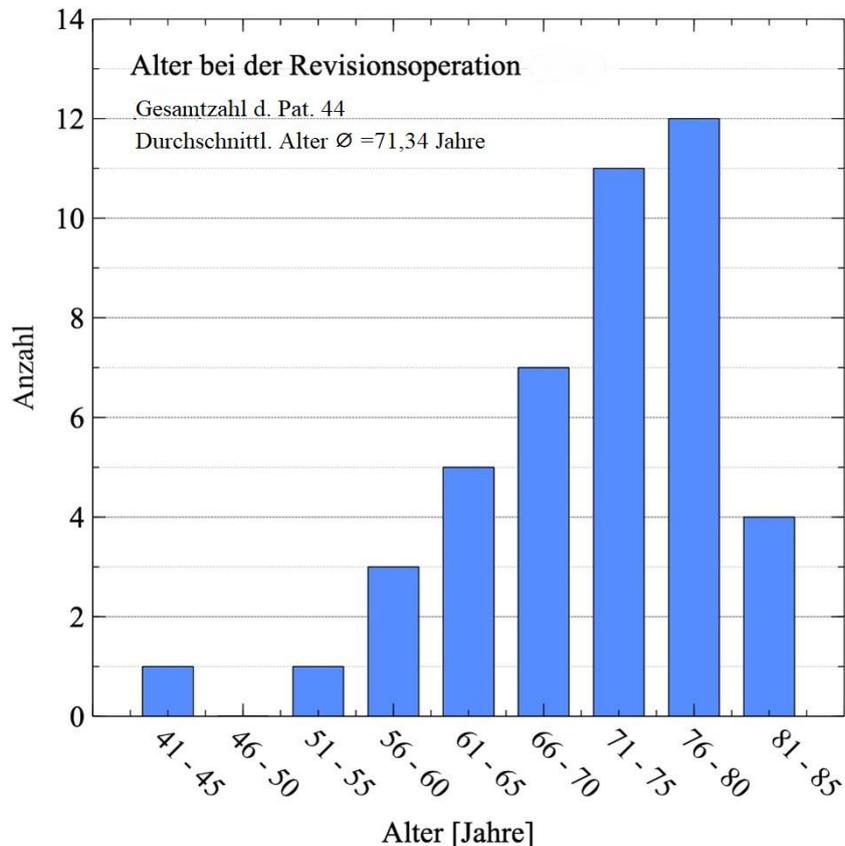


Abb.48: Bei einer Gesamtzahl von 44 Patienten betrug das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der erforderlichen Revisionsoperation betrug $\bar{x} = 71,34$ Jahre.

Die zusätzlichen femoralen Defizite in 4 Fällen zwangen zu einer Zweitrevision des Situs mit Entfernung des Schaftes in 3 Fällen zwischen 4 Monaten und 2 Jahren nach der ersten Revisionsoperation. Nur in einem Fall (Fallnr.8) war der simultane, komplette Wechsel von Pfanne und Schaft durchführbar.

Grund der Beschwerden waren vorwiegend die aus der Gleitpaarung stammenden Abriebpartikel mit den daraus resultierenden abriebinduzierten Osteolysen. Der Abrieb der noch nicht hochvernetzten Polyethylene des Pfanneninlays der zementfreien Harris Galante-II-Hüftpfanne verursachten in allen Fällen zunächst vorwiegend periimplantäre Osteolysen im Pfannenlager. In fortgeschrittenen Fällen kam es zu abriebinduzierten Begleitosteolysen im Femur. Die dezidierte Frage nach mehr femoral ausstrahlenden Schmerzen konnte im Langzeitverlauf klinisch und radiologisch eindeutig in den 4 auffälligen Verläufen mit einer geklagten ventral-femoralen Schmerzprojektion geklärt

werden.

In der unmittelbar postoperativen Phase der knöchernen Integration nach Primärimplantation bis zum Ablauf von 2 Jahren gab es keine Angaben über einen typischen ventralen Femurschmerz. Die Implantate heilten unkompliziert ein. 34 % zeigten eine symmetrische Sockelbildung im Markraum an der Schaftspitze. Bei wiederum 31 % hatte sich diese Sockelbildung medial oder lateral inkomplett entwickelt und 35 % zeigten keine Sockelbildung. Im späteren Verlauf zeigten 44 Patienten, die sich in unterschiedlich langen Zeitintervallen zur ambulanten Untersuchung vorstellten, unklare tiefsitzende Leistenschmerzen mit Krepitationen und Gehunsicherheit. Ursache dieser Beschwerden war die mangelnde Abriebresistenz der Gleitpaarungen bei Einsatz der damals noch nicht hochvernetzten Polyethylen-Inlays. In fortgeschrittenen Fällen kam es zu femoralen Begleitosteolysen, die das stützende Knochenlager der metallspöngiösen Lübeck Hüftschäfte allmählich schwächte. In 4 Fällen zeigte sich ein Schmerz, der in den ventralen Oberschenkel ausstrahlte. Es handelte sich nicht um einen definitionsgemäß typischen ventralen Femurschmerz, sondern um einen allmählich auftretenden ventralen Femurschmerz mit eindeutigem klinischem Korrelat.

Im ersten Fall (Fallnr.8) eines ventralen Femurschmerzes lag als Folge einer abriebinduzierten femoralen Begleitosteolyse eine aseptische Schaftlockerung nach 23 Jahren Standzeit vor (Abb.49).



Abb.49: Abriebinduzierte proximale und zirkumferente Femurosteolyse bei einem Azetabulumschaden Paprosky IIc. Restanbindung des distalen Schaftanteiles mit Hyperkortikalisierung des lateralen Femurs.

Die zum Zeitpunkt der Erstoperation 55 Jahre alte Patientin mit einem Mineralisationstyp Dorr A klagte 16 Jahre postoperativ zunächst über Schmerzen in der Tiefe der Leiste, die sich im Laufe von weiteren 2 Jahren allmählich in den anterolateralen Oberschenkel projizierten. 18 Jahre postoperativ bestand eine zunehmende Beinverkürzung bei einer nach zentromedial wandernden Hüftpfanne mit Nachweis eines Azetabulumschadens Typ Paprosky IIc. Die nun zusätzlich beklagten ventralen Femurschmerzen resultieren aus einer abriebbedingten femoralen Begleitosteolyse mit weitgehender Auflösung des Knochenlagers um den zementfreien Hüftschaft. Der Schaft war noch im distalen

Schaftdrittel mit der Femurmarkhöhle knöchern verbunden. In diesem Bereich hatte sich eine kompensatorische Hypertrophie entwickelt (Abb.49). Der nun deutlich zunehmende ventrale Femurschmerz war Ausdruck einer aseptischen Schaftlockerung. Es erfolgte der komplette Prothesenwechsel.

Im zweiten Fall (Fallnr.16) eines ventralen Femurschmerzes war 23 Jahre zuvor die Primärimplantation erfolgt. Nach einem Pfannenwechsel kam es nach einer postoperativen Wundheilungsstörung mit Streuung zur Spätinfektion des femoralen Schaftlagers. Der 62 Jahre alte Mann mit einer Adipositas permagna (156 kg) klagte 23 Jahre nach Implantation einer zementfreien Hüftprothese über belastungsabhängige Schmerzen in der Tiefe der linken Leiste. Auffällig war die Auflösung des Inlays mit cranialer Migration des Metallkopfes mit nur geringem Azetabulumsschaden. Der Metallspongiosa I Hüfterschaft war noch fest verankert mit der typischen proximal vermehrten Strahlentransparenz mit Calcarresorption und einem symmetrisch entwickelten Sockel an der Prothesenspitze (Abb.50 a).

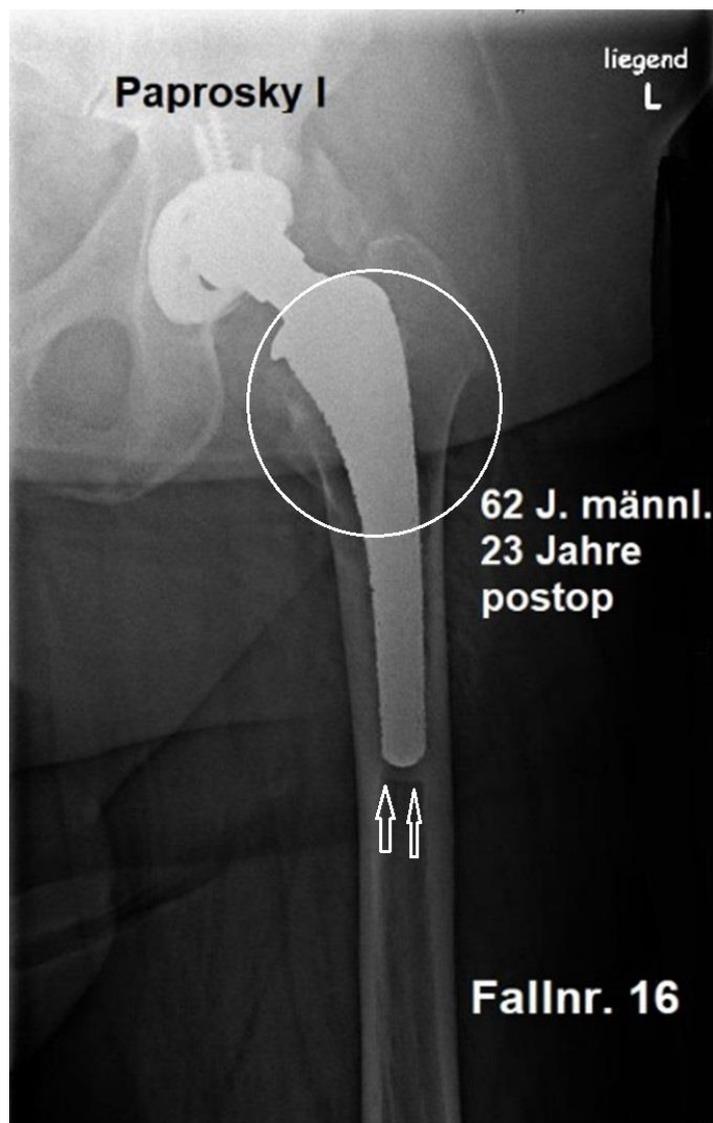


Abb.50 a: Auflösung des Inlays mit Dezentrierung des metallenen Hüftkopfes und einem Azetabulumschaden Paprosky I. Radiologisch typischer Befund des festsitzenden Schaftes mit metallspöngiöser Oberfläche. Proximal vermehrte Strahlentransparenz mit Atrophie des Calcars (Kreis). Symmetrische Sockelbildung im Markraum an der Schaftspitze (Pfeile).

4 Monate nach isoliertem Pfannenwechsel links mit Wundheilungsstörung zunehmende Schmerzprojektion in den ventralen Femur mit subfebrilen Temperaturen. Punktionsmikrobiologischer Enterokokkennachweis. Es erfolgte die Entfernung des Implantates mit zweizeitigem Vorgehen. Die Röntgenaufnahme zeigte einen sich rasch entwickelnden kompletten Lysesaum um die Prothese (Abb.50 b).

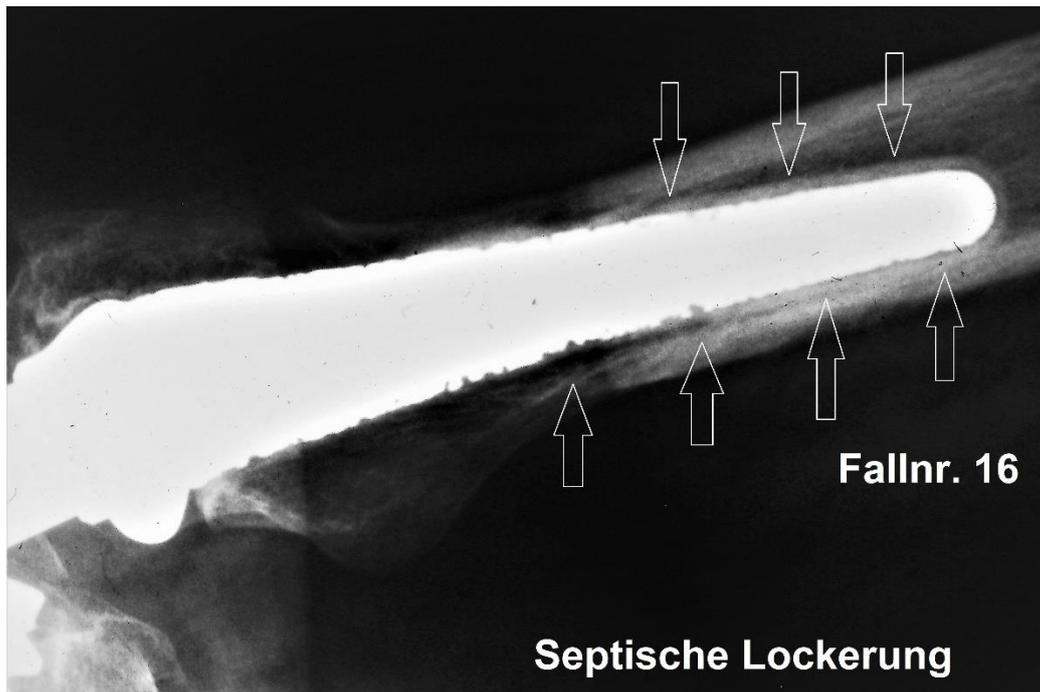


Abb.50 b: Rasch entwickelter,kräftiger Sklerosesaum um den gesamten Schaft (Pfeile). Im diaphysären Schaftanteil ist dieser Saum deutlicher sichtbar als im proximalen spongiosen Lager.

Das Schaftimplantat mit metallspongiöser Oberfläche konnte aus dem infizierten Knochenlager leicht entfernt werden (Abb.50 c). Der recht heftige ventrale Femurschmerz war Folge einer septischen Lockerung mit Instabilität knapp 24 Jahre nach der Erstimplantation.



Abb.50 c: Infiziertes Implantat mit osteolytischer Auflösung des Knochens am Interface und teils bindegewebiger Ummantelung einhergehend mit einem erheblichen ventralen Femurschmerz.

Der dritte Fall (Fallnr.37) einer Pfannen- und Schaftproblematik zeigte deutlich die in Abhängigkeit der zugrunde liegenden Hüftpathologie auftretenden unterschiedlichen Schmerzprojektionen in die Hüfte und den Oberschenkel. Eine 75 Jahre alte Frau hatte sich 20 Jahre nach der Primärimplantation einer zementfreien Pfanne und eines metallspongiosen Schaftes einer aufwendigen Pfannenrevision mit Aufbauplastik bei einem Azetabulumsschaden Paprosky II c unterzogen (Abb.51 a).

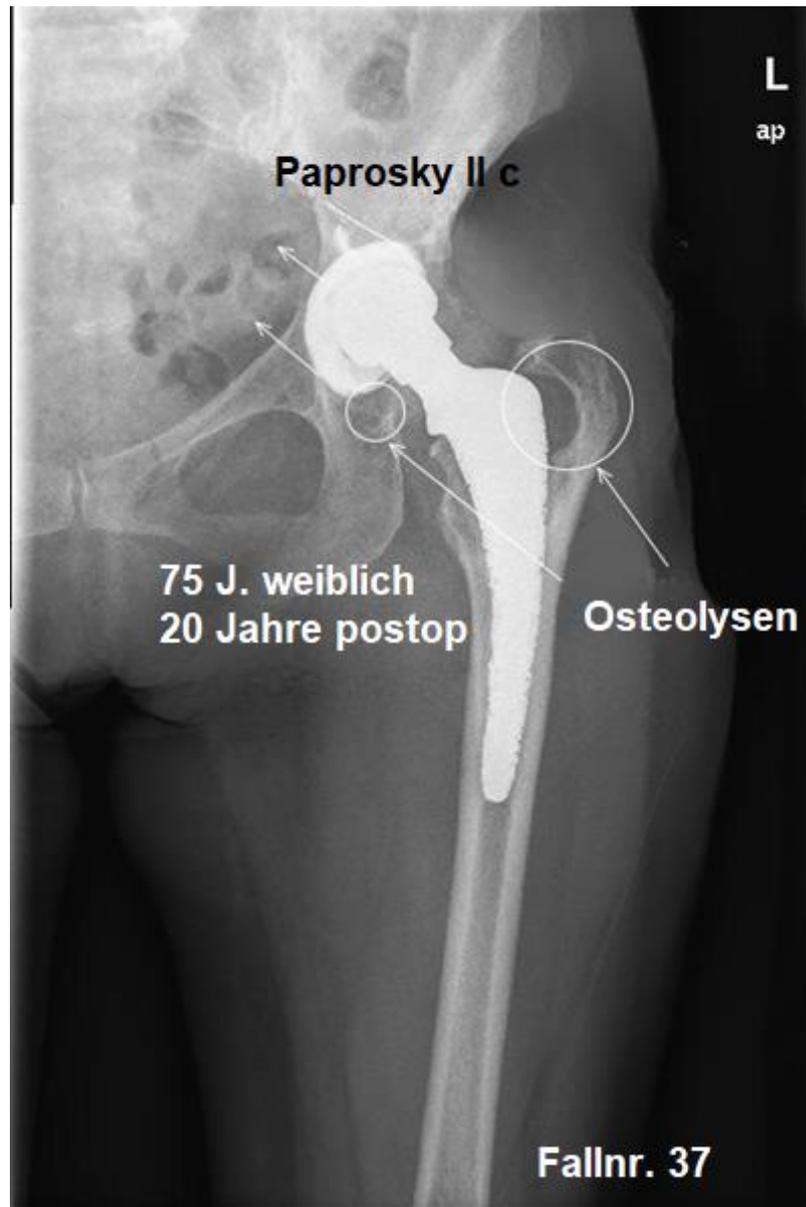


Abb.51 a: Destruktion des Inlays mit Paprosky II c-Schaden am Azetabulum. Eine Auffälligkeit des metallspöngiösen Schaftstruktur war vor der Revisionsoperation der Hüftpfanne trotz erheblicher femoraler Begleitosteolysen (Kreise) nicht zu erkennen. Die distale Hälfte des Schaftes schien radiologisch knöchern fest integriert.

Ein Jahr nach der Pfannenrevision klagte die nun 76 Jahre alte Patientin über einen äußerst unangenehmen Schmerz, der in die Oberschenkelvorderseite ausstrahlte. Das Gehen war auf wenige Meter beschränkt. Die Röntgenaufnahme zeigte eine feine Rissbildung im mittleren Schaftdrittel. Die femorale Begleitosteolyse hatte dem proximalen Schaft die knöcherne Stützung entzogen (Abb.51 b)



Abb.51 b: Unauffällige Pfannenaufbauplastik mit Nachweis eines Schaftbruches (Pfeile) ein Jahr nach der Pfannenaufbauplastik. Die femoralen Begleitosteolysen haben im Verlaufe eines Jahres leicht zugenommen.

Der nun knochenfreie proximale Schaftanteil hatte der Dauerschwingbelastung nicht mehr standgehalten. Der anfänglich nur langsam zunehmende ventrale Femurschmerz endete mit einem nicht mehr tolerablem und immobilisierendem Schmerz mit varischer Dislokation des proximalen Schaftes (Abb.51 c)

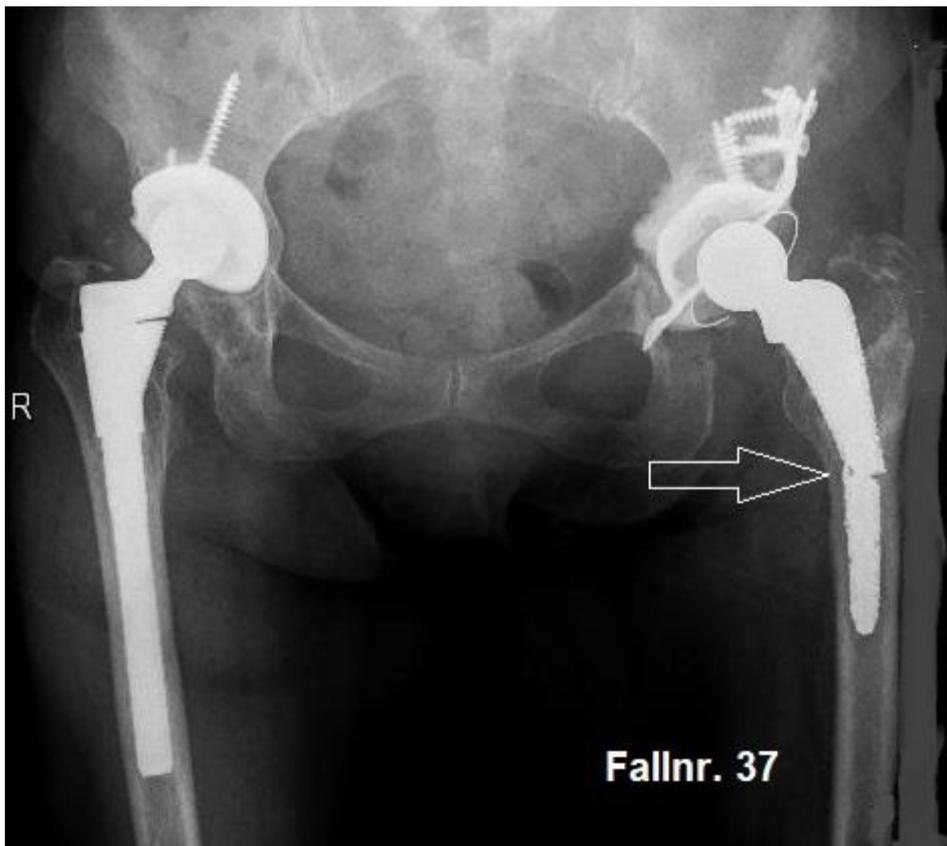


Abb.51 c: Die unmittelbar nach der notfallmäßigen Aufnahme durchgeführte Röntgenaufnahme zeigt einen dislozierten und in die Varusstellung abgeknickten proximalen Schaftanteil.

Die Entfernung des Implantates war sehr aufwendig. Der nur noch fibrös fixierte proximale Schaftanteil wurde nach Konusfixierung eines Ausschlägers aus seiner fibrösen Verhakung gelöst. Der distal völlig fest im Knochen verwachsene Schaftanteil musste zu seiner Entfernung zirkulär ummeißelt werden (Abb.51 d).



Abb.51 d: Das Explantat zeigt eine völlig entknöcherte Oberfläche in der proximalen Schafthälfte. Konusanbohrungen zum Anbringen eines Explantatausschlägers bei fibröser Fixation des gebrochenen Schaftes (Pfeil).

Der vierte Fall (Fallnr.28) eines Schaftbruches trat bei einem recht muskelkräftigen Patienten auf. Eine ausgeprägte Coxa vara war bei einem Mineralisationstyp Dorr A mit sehr kräftiger Kortikalis nur mit einer kleinen Spongiosaschaft-Prothese versorgt worden. Der Schenkelhals musste tief reseziert werden (Abb.52 a).

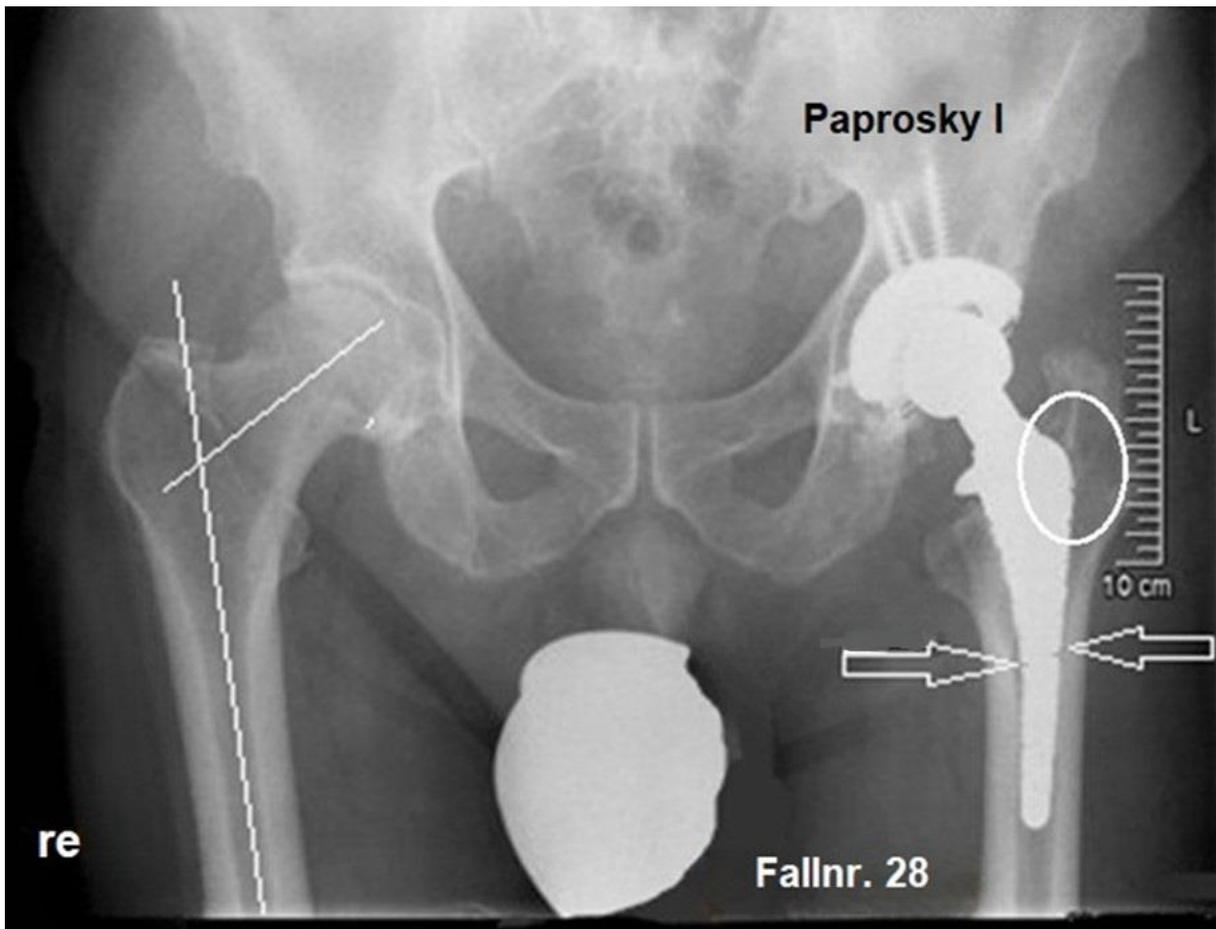


Abb.52 a: Ehemals tiefe Resektion des Schenkelhalses mit Einbringen eines schmalen Schaftes bei Coxa vara und Mineralisationstyp Dorr A. 1,5 Jahre zuvor Inlay-Erneuerung mit der double socket Technik. Ermüdungsbruch (Pfeile) nach 10 Jahren Standzeit. Die ovaläre Markierung zeigt die erhöhte Strahlentransparenz der subtrochantären Region als Folge eines proximalen stress shieldings.

Das Explantat zeigte deutlich den bindegewebigen Ersatz des Knochens um den proximalen Schaftanteil. Das distale Schaftdrittel war knöchern weiterhin eingewachsen (Abb.52 b).



Abb.52 b: Der Knochen im proximalen Schaftanteil atrophierte und wurde durch Bindegewebe ersetzt (links). Der Kernschaft aus Chrom-Kobalt-Molybdän war im distalen Anteil zu dünn und hielt der Dauerschwingbelastung nicht stand. Die Schaftspitze war knöchern fest integriert (rechts).

Die bis zur abgeplatteten Schaftspitze reichende Ummantelung der Beschichtung schirmte das nicht osseointegrative abgeplattete Schaftende vor Relativbewegungen im Knochen ab (Abb.52 c). Der Knochen umgab die Schaftspitze und schloss das Schaftende mit ein (Abb.53). Ein Kontakt der polierten, abgeplatteten Schaftspitze zur endokortikalen Region war weder in einer Varus- noch einer Valguspositionierung des Implantates möglich. Desgleichen war ein anteriorer oder posteriorer endokortikaler mit dem glatten Anteil der Schaftspitze nicht möglich.



Abb. 52 c: Eine seitliche Berührung der glatten Schaftspitze mit der inneren Kortikalis wird durch die weit nach distal geführte Beschichtung verhindert (Kreis). Der Knochen an der gegenüberliegenden Seite der Schaftspitze wurde bei der Explantation ausgebrochen.



Abb.53: Die bis zur abgeplatteten Schaftspitze reichende Ummantelung der Beschichtung (Fallnr.28) schirmt die nicht osseointegrative, glatte Schaftspitze vor Relativbewegungen im Knochen ab. Der Knochen umwächst die Schaftspitze und schließt das Schaftende mit ein (Fallnr.37).

Das Endergebnis zeigte deutlich, dass bei insgesamt 57 Patienten/innen bei einem Mineralisationstyp Dorr A und einer degenerativen Koxarthrose nach der Implantation eines zementfreien Hüftschafte mit metallspongiöser Oberflächenbeschichtung in keinem einzigen Fall ein ventraler Femurschmerz im Sinne der heutigen Definition nachweisbar war. Der knöcherne Einwuchs des Schafte war im Zeitraum von 2 postoperativen Jahren ungestört erfolgt. 44 Patienten konnten im Rahmen der später in allen Fällen erforderlichen Pfannenrevision nach einer durchschnittlichen Standzeit von knapp 17 Jahren untersucht werden. Vier Fälle mit einem im weiteren Verlauf auftretenden Schaftkomplikation zeigten einen eindeutig in den vorderen Femur projizierbaren Schmerz. Die Ursache des ventralen Femurschmerzes hatte bei diesem speziellen metallspongiösen Implantat ein klar erkennbares Korrelat. Zwei Ermüdungsbrüche sowie eine aseptische und eine septische Schaftlockerung im Zeitraum von 4 Monaten bis 2 Jahren hatten zu einem in den ventralen Femur

ausstrahlenden Schmerz geführt. Es handelte sich in 3 Fällen um die Spätkomplikation einer Pfannenabriebproblematik mit daraus resultierenden femoralen Begleitosteolysen. Die in allen 4 Fällen festgestellten und ventral in den Femur projizierten Schmerzzustände, die definitionsgemäß vom ventralen Femurschmerz nach der Einheilphase des Implantates klar abgegrenzt werden mussten, waren Folgen der Sekundärpathologie nach Abrieb der Gleitpaarung. Die in allen Fällen vorliegenden Röntgenvergleichsaufnahmen über Jahre hinweg zeigten nicht die zarten Lysessäume, die als Hinweis für ein stress shielding des proximal zu großvolumig gestalteten Schaftes vermutet wurden. Sie waren nicht deutlich ausgebildet und nicht ursächlich für den Verlust der Prothese. Die abriebbedingten femoralen Begleitosteolysen hingegen führten zu einer mechanischen Überforderung der Schäfte, die nur noch distal knöchern fixiert waren. In 2 Fällen hatten die Implantate der Dauerschwingbelastung in Form von Biege-, Zug-, Druck- und Torsionsbelastungen nicht mehr standgehalten.

3.3 Der Tri-Lock® Kurzschaft

3.3.1 Die Häufigkeit des ventralen Femurschmerzes nach Setzung des Schmalschaftes Tri-Lock®

Im Zeitraum von 01.01.2014 bis zum 31.12.2016 wurden 214 Kurzschaftprothesen des Typs Tri-Lock® implantiert. Da der messerblattartige schmale Schaft in nahezu jedwede anatomisch abweichende Form des Femurs implantierbar ist, wurden Koxarthrosen nach Dysplasie und Umstellungen sowie unterschiedliche Mineralisationsgrade (Dorr A-C) in die operative Therapie und Auswertung miteingeschlossen. 214 Patienten wurden operiert und die klinischen Daten postoperativ über 12 bis 36 Monate hinsichtlich klinischer Besonderheiten überprüft. In allen Fällen wurde wegen der besonderen Art der proximalen Verklemmung mit einer zu erwartenden Schaftsinterung bis zur stabilen Setzung zusammen mit zwei Radiologen unabhängig voneinander an den postoperativen nativradiologischen Verlaufskontrollen die Sinterstrecken in mm beurteilt. Die durchschnittliche Setzung der Schaftprothese bis zur endgültigen Position ihres knöchernen Einbaues betrug bei den 190 Fällen mit einem unauffälligen Verlauf im Durchschnitt 1,92 mm und war in der Regel nach 3-6 Monaten abgeschlossen (Abb.54).

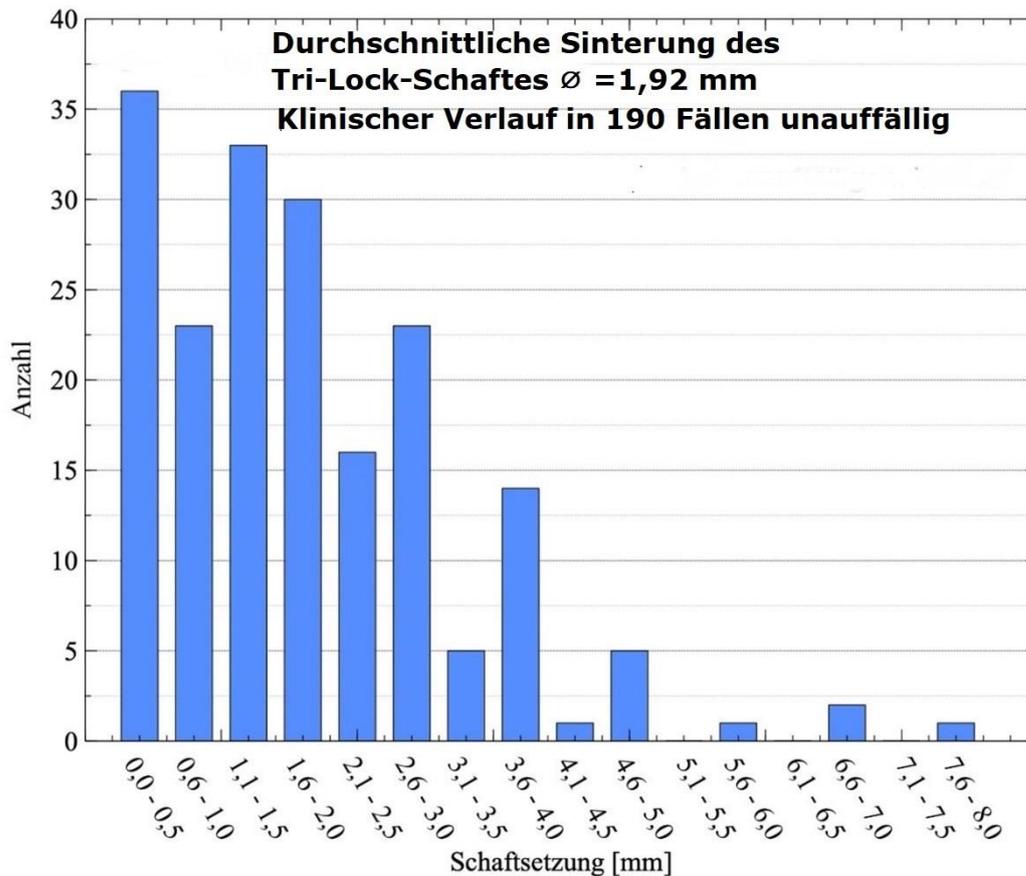


Abb.54: 190 Patienten mit klinisch unauffälligem Verlauf zeigten eine durchschnittliche Schaftsinterung bis zur endgültigen Setzung von $\varnothing = 1,92$ mm (0-35 mm).

24 Fälle mit unklaren Schmerzen in der Hüftregion mit peritrochantären oder ventral und dorsal ausstrahlenden Schmerzen in den Femur wurden herausgefiltert und bis zur Beseitigung der Beschwerden (spontan oder durch einen Eingriff) einer Kontrolle in dreimonatigen Abständen unterzogen. In 7 Fällen fanden sich auffällige Pathologien, die definitionsgemäß dem Krankheitsbild des ventralen Femurschmerzes nicht entsprachen. Für die verbliebenen 17 Fälle mit klassischem ventralen Femurschmerz, der definitionsgemäß bei einem knöchern stabil eingewachsenen Schaft dann eintritt, wenn höhere Biege- und Torsionsmomente auf den Femurknochen einwirken, betrug die durchschnittliche Schaftsinterung bis zur Setzung 2,24 mm (1-8 mm). In dieser Schaftposition trat die endgültige Stabilisierung ein (Abb.55).

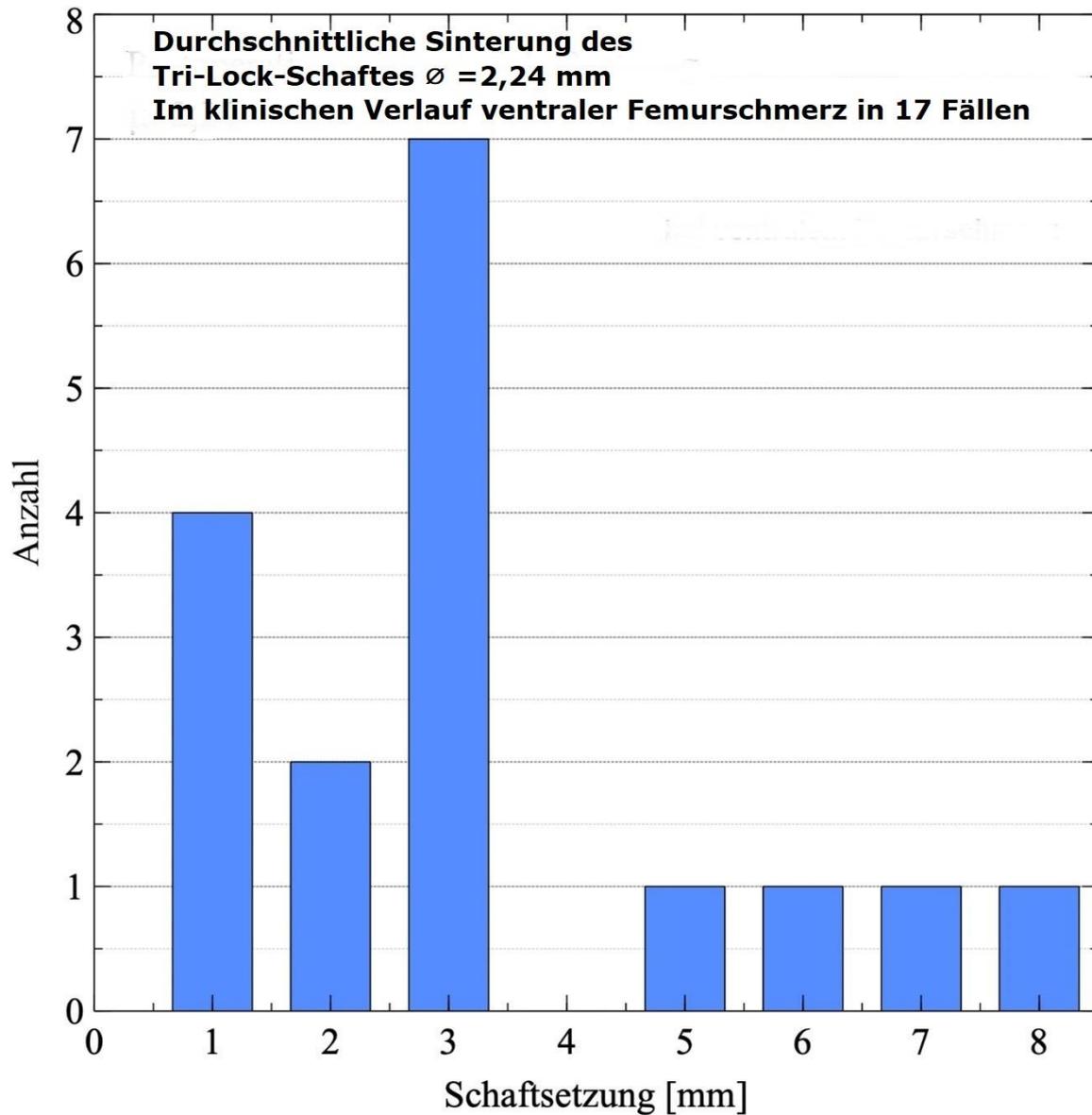


Abb.55: 17 Fälle eines ventralen Femurschmerzes wiesen eine Schaftsinterung bis zur Setzung von durchschnittlich 2,24 mm auf.

Es ergaben sich 3 pathologische Anbindungsmuster der glattpolierten Trilock-Schaftspitze. In 14 Fällen kam es zu einem umschriebenen Schaftspitzenkontakt mit der Endokortikalis des Femurs und einer punktförmigen szintigraphischen Anreicherung („hot spot“) in diesem Bereich (Abb.56 a,b).

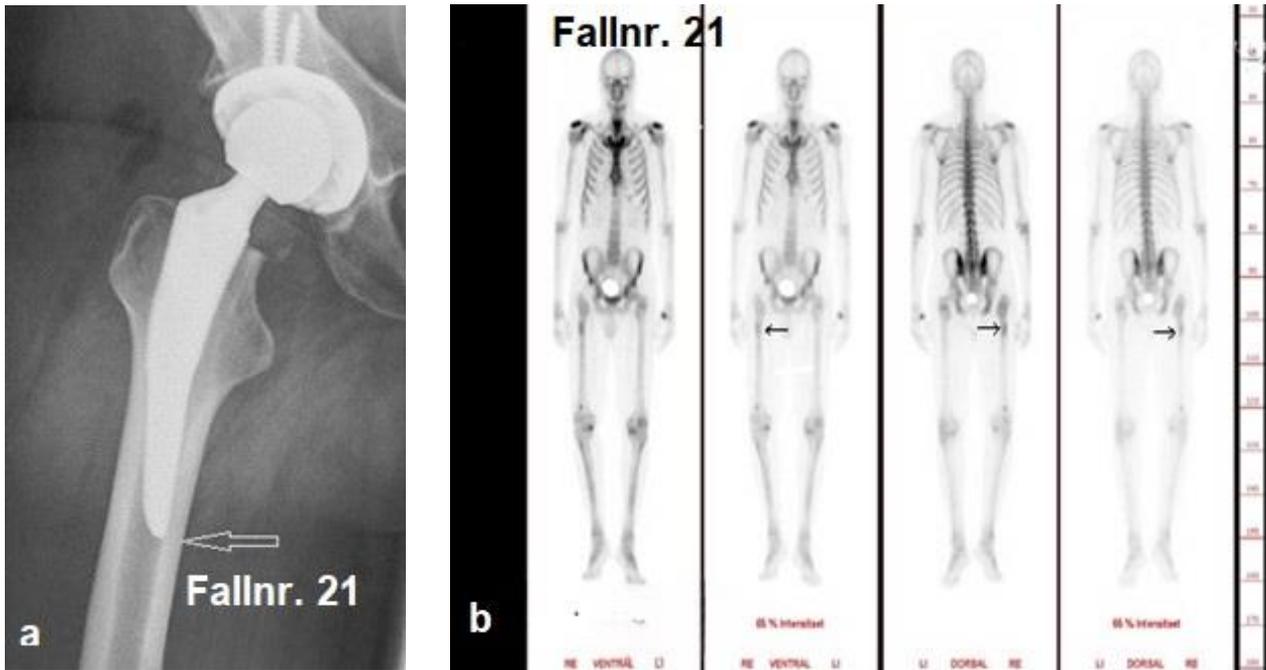


Abb.56 a,b: Weiblich, 76 Jahre mit ventralem Femurschmerz. a: Nachweis des Schaftspitzenkontaktes mit der Endokortikalis des Femurs bei leichter Außendrehung des Oberschenkels. b: klassisches Anreicherungsmuster des Femurs mit „hot spot“ an der Prothesenspitze 6 Monate postop.

Der radiologische Nachweis gelang in allen Fällen nur in fluoroskopisch dynamischen Röntgenaufnahmen (Abb.57 a,b) oder im CT (Abb.58 c).

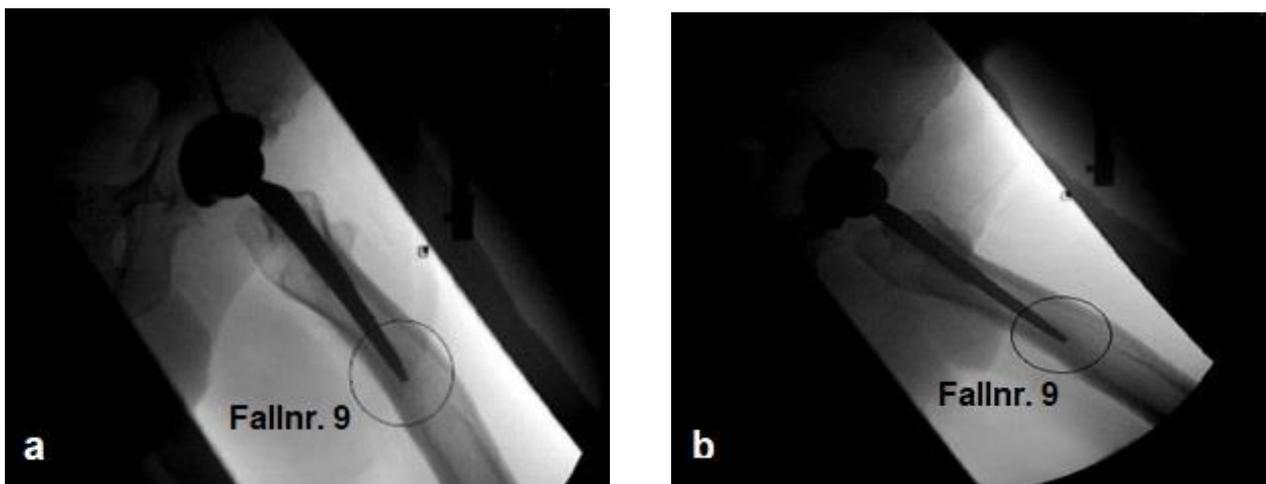


Abb.57 a,b: Pat. Männlich, 73 Jahre. Ventraler Femurschmerz. Radiologischer Nachweis

des endokortikalen Kontaktes der Schaftspitze unter dynamischer Durchleuchtung in verschiedenen Drehebene. a: ca. 90° Außendrehung. b: ca. 100° Überdrehung.

Im Einzelfall ließ sich bereits auf ap.- oder seitlichen Standardaufnahmen eine radiolucent line an der Schaftspitze mit Umbauaktivität und Sklerosierung der Markraumspungiosa erkennen (Abb.58 a,b).

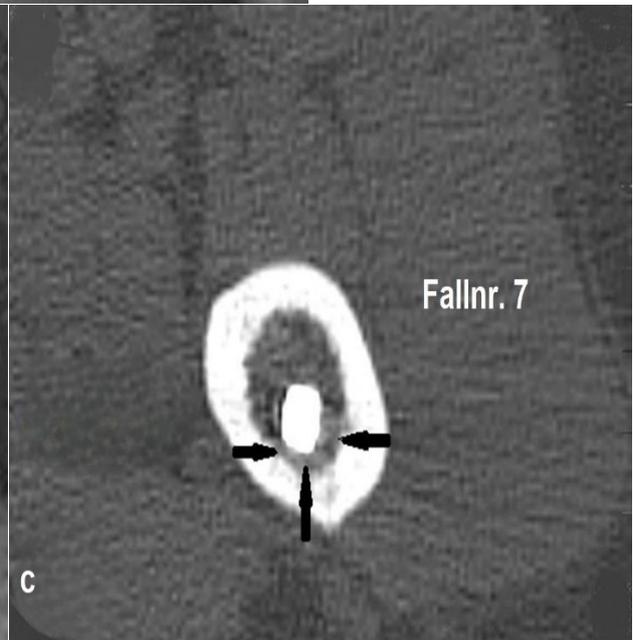
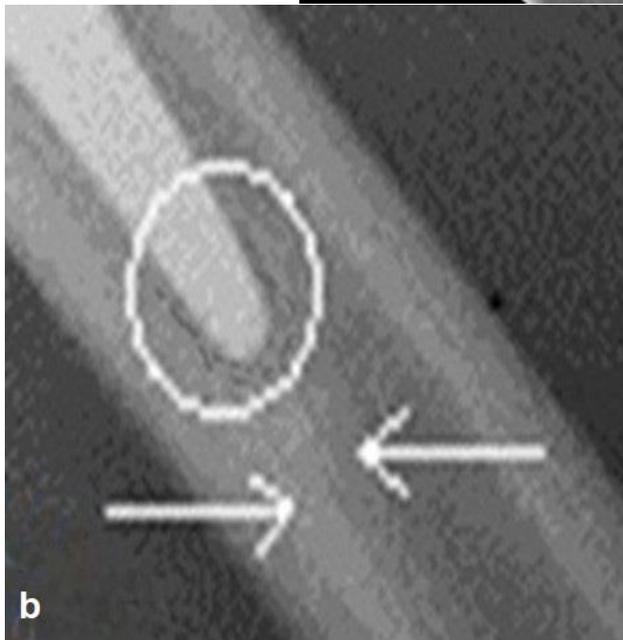


Abb.58 a,b,c: Weiblich, 56 Jahre mit ventralem Femurschmerz über 17 Monate
a: Die Lauensteinaufnahme zeigt eine Lysezzone an der Schaftspitze. b: vergrößerter Ausschnitt mit Lysezzone (Kreis) und endokortikalem Knochenumbau (Pfeile). c: Computertomographischer Schnitt in Höhe der Schaftspitze mit Lysezzone und endokortikaler Reaktion in Höhe der Schaftspitze (Pfeile).

Dieses Muster traf auf 14 Patienten mit einem ventralen Femurschmerz zu. Alle Fälle wurden konservativ behandelt und unterlagen der Selbstheilung. In 2 Fällen mit ausgeprägter Coxa vara und einem klassischen ventralen Femurschmerz mit einer klinischen Symptomatik von 16 und 20 Monaten bis zur Selbstheilung lag ein Anbindungsmuster über der Lateralseite des distalen Schaftes in einer Ausdehnung von fast 4 cm vor. Es handelte sich in beiden Fällen um eine ausgeprägte Coxa vara. Die ungünstigen Hebelverhältnisse führten im Rahmen der Setzung zu einer Lateralabweichung der Schaftspitze durch vermehrte Inklination mit anschließender knöcherner Stabilisierung in einer Varusstellung des Schaftes (Abb.59 a,b,c). Nach 20 Monaten (Fallnr.19) und nach 16 Monaten (Fallnr.22) kam es auf konservativem Weg zur Selbstheilung und Beschwerdefreiheit (Abb.60 a,b).

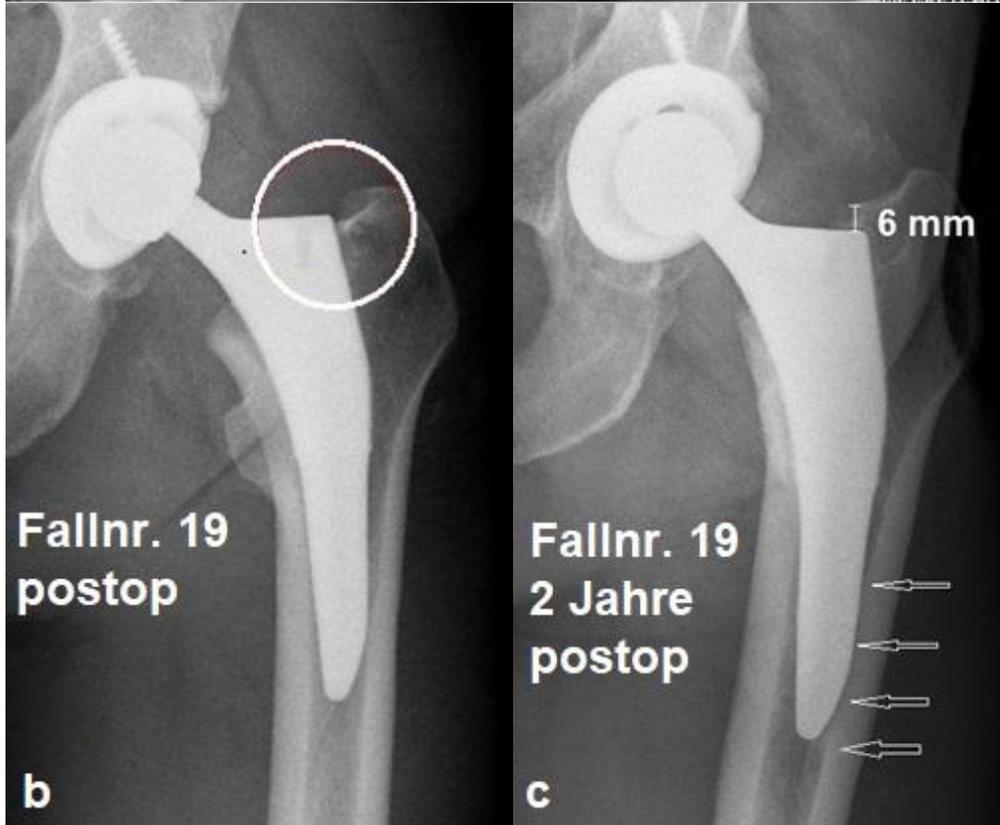
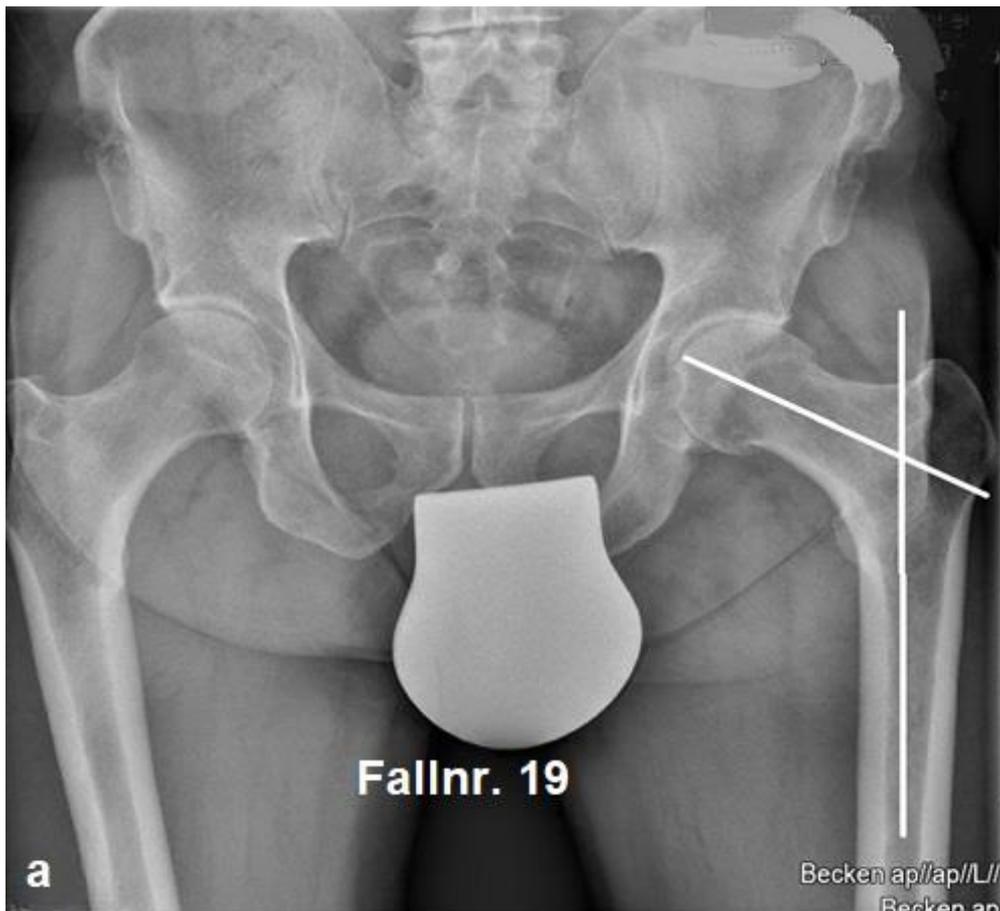


Abb.59 a,b,c: a: Männlich, 68 Jahre mit ausgeprägter Coxa vara und elongiertem Schenkelhals. b: ventraler Femurschmerz nach Implantation eines „high offset“ Trilockschaftes in beabsichtigter Varusstellung zur Wiederherstellung der anatomischen Hüftgeometrie. Der Kreis markiert die unmittelbar postoperative Schaftposition zum Trochanter major. c: 6 mm-Setzung des Schaftes in leichter Inklinatation und Stabilisierung. Endokortikaler Kontakt der lateralen, polierten Schaftspitze und Selbstheilung des ventralen Femurschmerzes nach 22 Monaten.

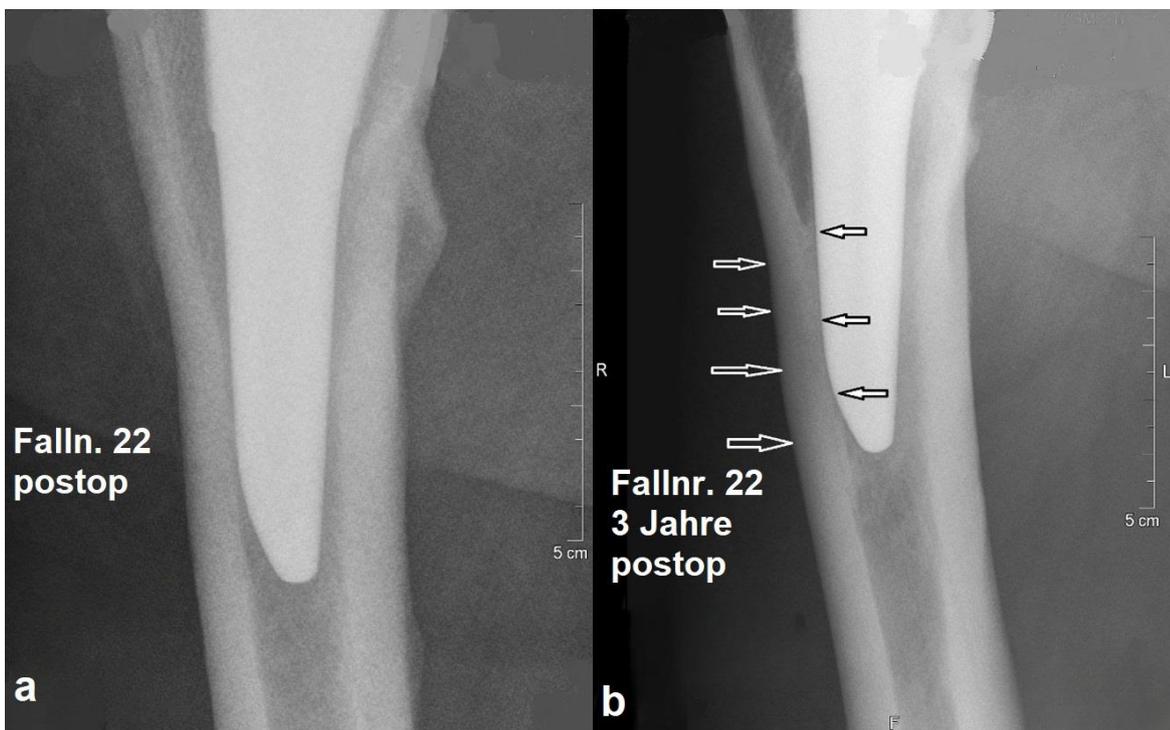


Abb.60 a,b: Weiblich, 46 Jahre. Coxa vara. Ventraler Femurschmerz nach Trilock-Schaftimplantation mit a: zunächst gerade Schaftposition unmittelbar postoperativ. b: lateral umschriebener Hyperkortikalisierung und Anlegen des glatten Schaftendes gegen die Endokortikalis. Schmerzfreiheit nach 16 Monaten.

In einem einzigen Fall einer Demineralisation des proximalen Femurs vom Übergangstyp Dorr B/C wurde erst intraoperativ ein Typ Dorr C festgestellt. In dem stark erweiterten Markraum kam ein großdimensionierter Trilock-Schaft zur Anwendung, der sich proximal in der eng umschriebenen mediolateralen Kompakta verklemmen konnte (Abb.61 a,b). Im Rahmen einer Setzung von 3 mm mit Stabilisierung wanderte die Schaftspitze in diesem Fall nach ventral ab. Fluoroskopisch konnte der direkte Kontakt der Ventralseite der

Schaftspitze mit der ventralen Endokortikalis des Femurs nachgewiesen werden. Die proximalen Klemmkräfte hatten bei der demineralisierten Kompakta eine Sinterung von 3 mm nicht verhindern können. Der ventrale Femurschmerz verschwand 14 Monate postoperativ (Abb.61 c,d).

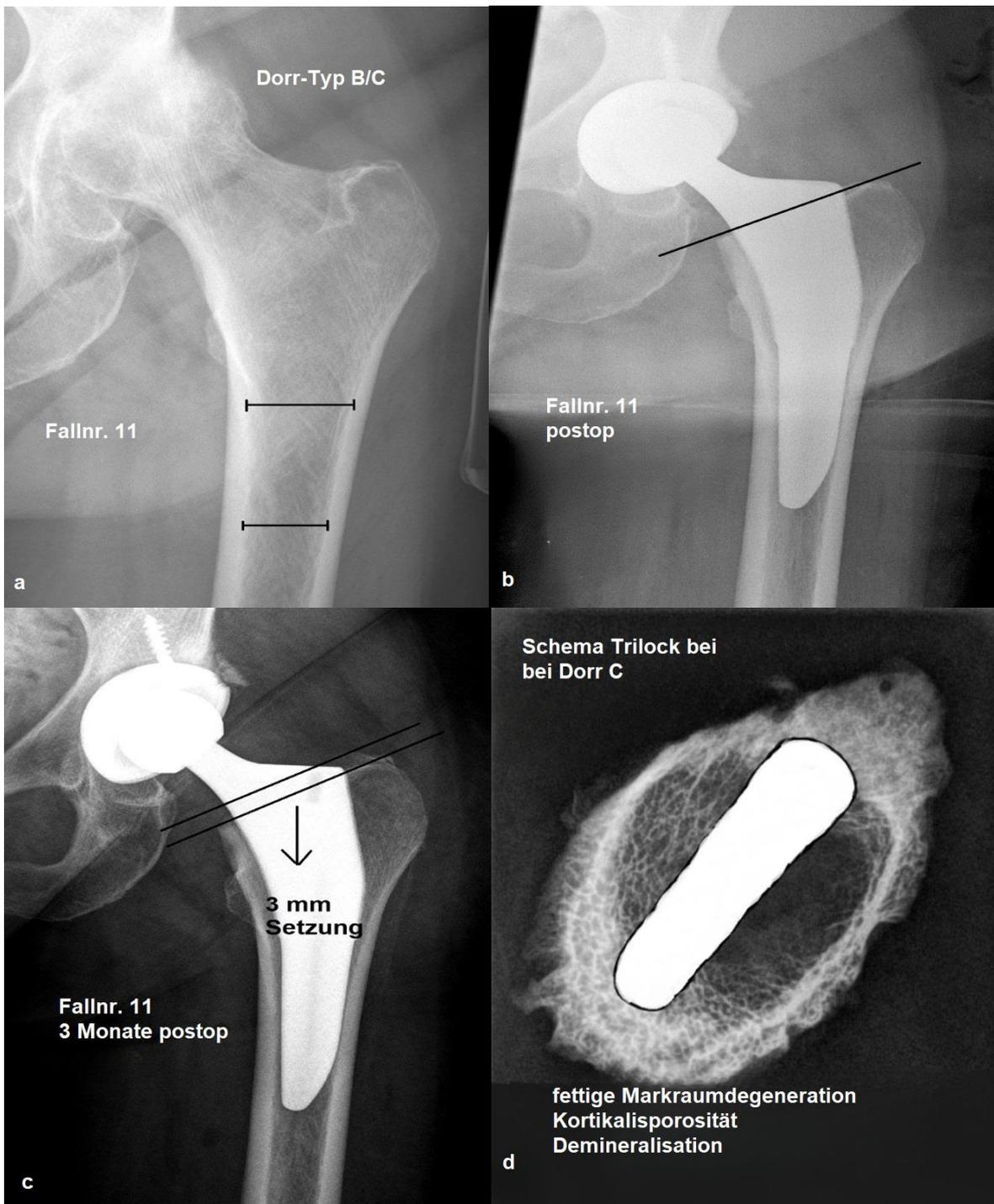


Abb.61: Weiblich, 70 Jahre. a: Hüfttyp Dorr B/C als Übergangstyp mit Markraumweiterung und Demineralisation. b: großdimensionierter Trilockschaft zur suffizienten mediolateralen Verklebung. c: 3 mm Einsintern des Schaftes bis zur stabilen Setzung 3 Monate postop. d: Schematische Darstellung der problematischen mediolateralen Schaftverklebung mit ventralem Femurschmerz über 14 Monate.

Insgesamt trat in einem Klientel von 214 Patienten/innen demnach in 24 Fällen ein ventraler oder anterolateraler Femurschmerz auf, der den definitionsgemäßen klinischen und radiologischen Kriterien aber nur in 17 Fällen (8,7 %) entsprach. In diesen Fällen erfolgte die konservative medikamentöse Therapie unter schmerzadaptierter Belastung bis zur Vollbelastung. Die durchschnittliche Schmerzdauer bis zur Selbstheilungsdauer betrug im Durchschnitt 11,65 Monate (Abb.62).

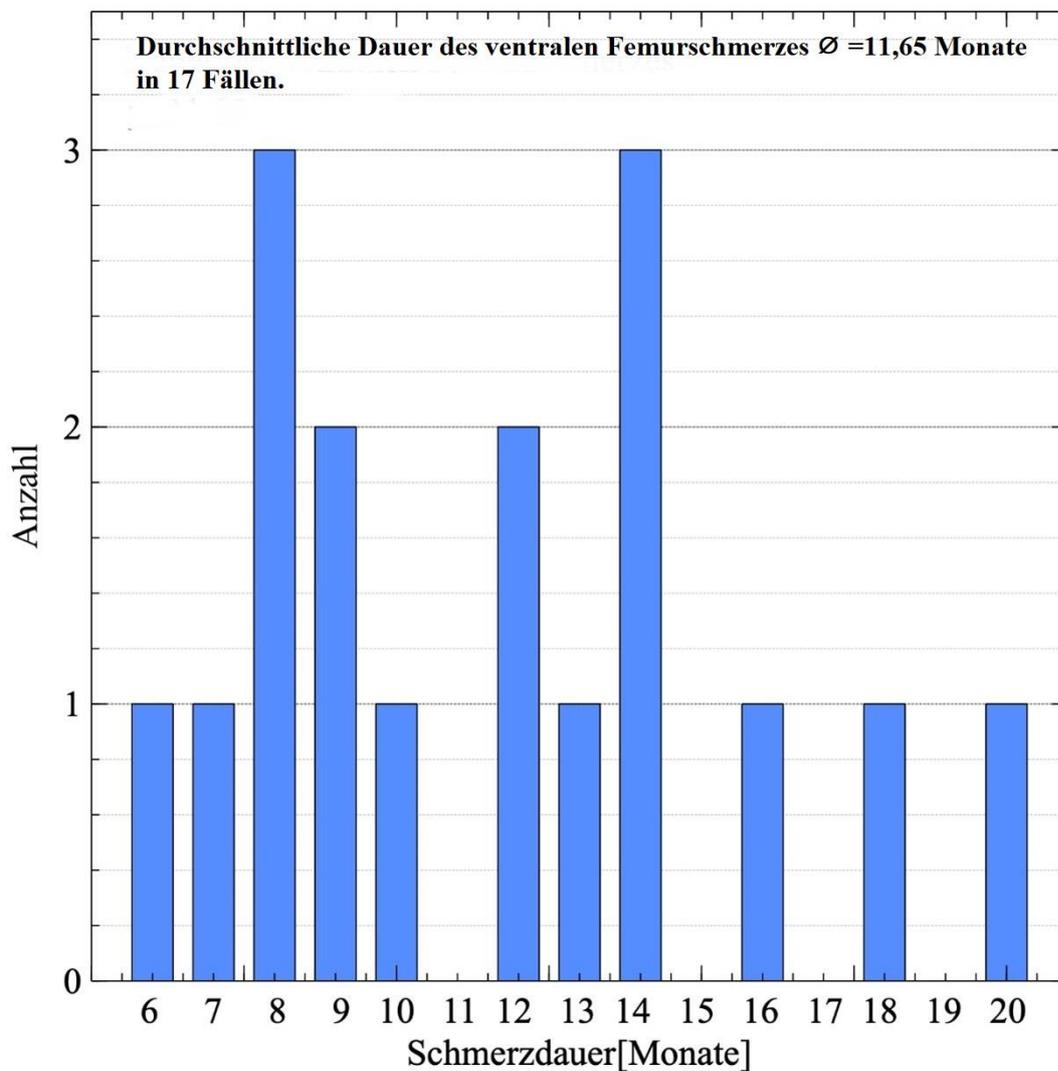


Abb.62: In den 17 gesicherten Fällen eines ventralen Femurschmerzes betrug die Selbstheilungsdauer durchschnittlich 11,65 Monate (6-20 Monate).

Die 7 unklaren Fälle eines ventralen Femurschmerzes anderer Genese mussten einer ausgedehnten Diagnostik und operativen Therapie zugeführt werden.

3.3.2 Der femorale Schmerz anderer Genese nach Tri-Lock® Implantation

In 7 Fällen mit unklaren postoperativen Hüftschmerzen und teils belastungsabhängiger Schmerzprojektion in den proximalen Femur stellten sich Befunde heraus, die dem klinischen Erscheinungsbild des ventralen Femurschmerzes nach strenger Definition nicht zugeordnet werden konnten. In 2 Fällen führten degenerative Wirbelsäulenerkrankungen zu ipsilateralen Wurzelreizsymptomen, die vorwiegend dem Areal L3/4 mit femoraler Schmerzprojektion zuzuordnen waren und auf eine gezielte Wirbelsäulentherapie gut ansprachen. Die Trilock-Schäfte heilten knöchern ohne Auffälligkeiten ein. In einem Fall hatte nach ausgedehnter lumbaler Spondylodese mit bereits eingesteiftem Segment L5/S1 die fixierte Beckenkipfung nach intraoperativer Einschätzung der Impingementgefahr am oberen vorderen Pfannenrand zur Implantation einer Hüftpfanne in verminderter Inklination und vermehrter Anteversion geführt (Abb.63 c). Der 63-jährige Patient klagte über einen nach ventral einschießenden Schmerz mit einem Gefühl der Subluxation, der belastungsabhängig zum Oberschenkel hin ausstrahlte. Der Trilock-Schaft war radiologisch unauffällig. Fluoroskopisch konnte kein endokortikaler Schaftspitzenkontakt nachgewiesen werden. Die Hüftpfanne stand in verminderter Inklination und vermehrter Anteversion (Abb.63 a). Nach dem Pfannenwechsel mit Positionskorrektur und Einsatz eines Antiluxationsinlays besserten sich die Symptome (Abb.63 b). Der Patient begab sich zusätzlich in die konservative Wirbelsäulentherapie.

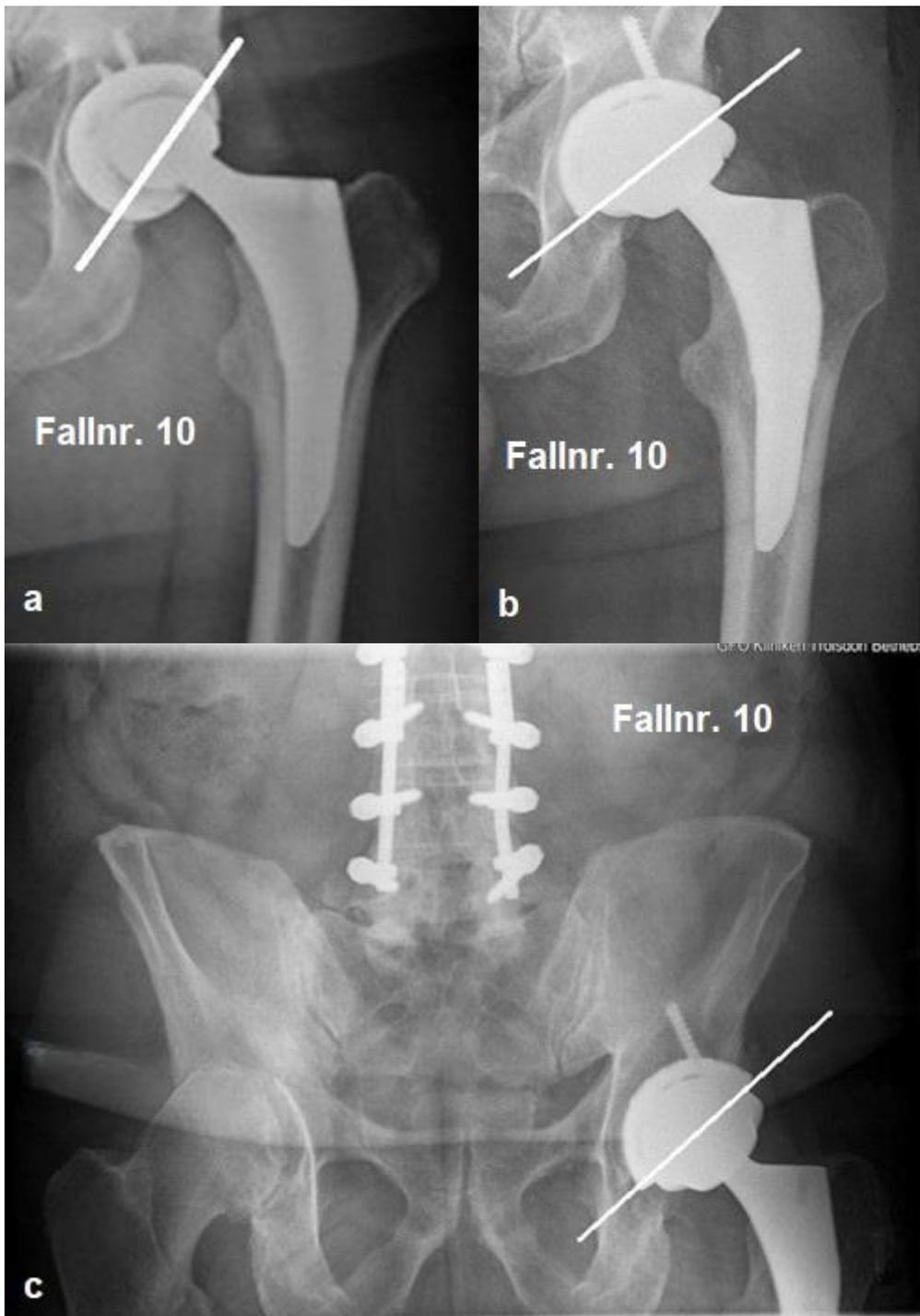


Abb.63: Männlich, 63 Jahre. a: Belastungsschmerz mit periartikulärer und proximal femoraler Schmerzprojektion bei steil stehender Pfanne und radiologisch unauffälligem Trilock-Schaft. b: Zustand nach Pfannenwechsel mit danach rückläufigen Beschwerden c: Antiluxationsinlay bei fehlender Beckenkipfung nach langstreckiger tieflumbaler Spondylodese.

Ein weiterer Fall eines belastungsabhängigen ventralen Femurschmerzes zeigte nach 4 Monaten eine dezente radiolucent line an der Lateralseite des beschichteten Schaftanteiles, die sich bis zum 18 postoperativen Monat deutlich verstärkte (Abb.64). Die Hüftgelenkspunktion ergab den Nachweis eines Infektes mit *Propionibakterien*. Der Befund, zunächst als Zufallskontamination gedeutet, bestätigte sich nach gezielter Keimbestimmung bei der Schaftrevision. Der Patient wurde nach Infektausräumung mit einzeitigem Schaftwechsel beschwerdefrei (Abb.64).

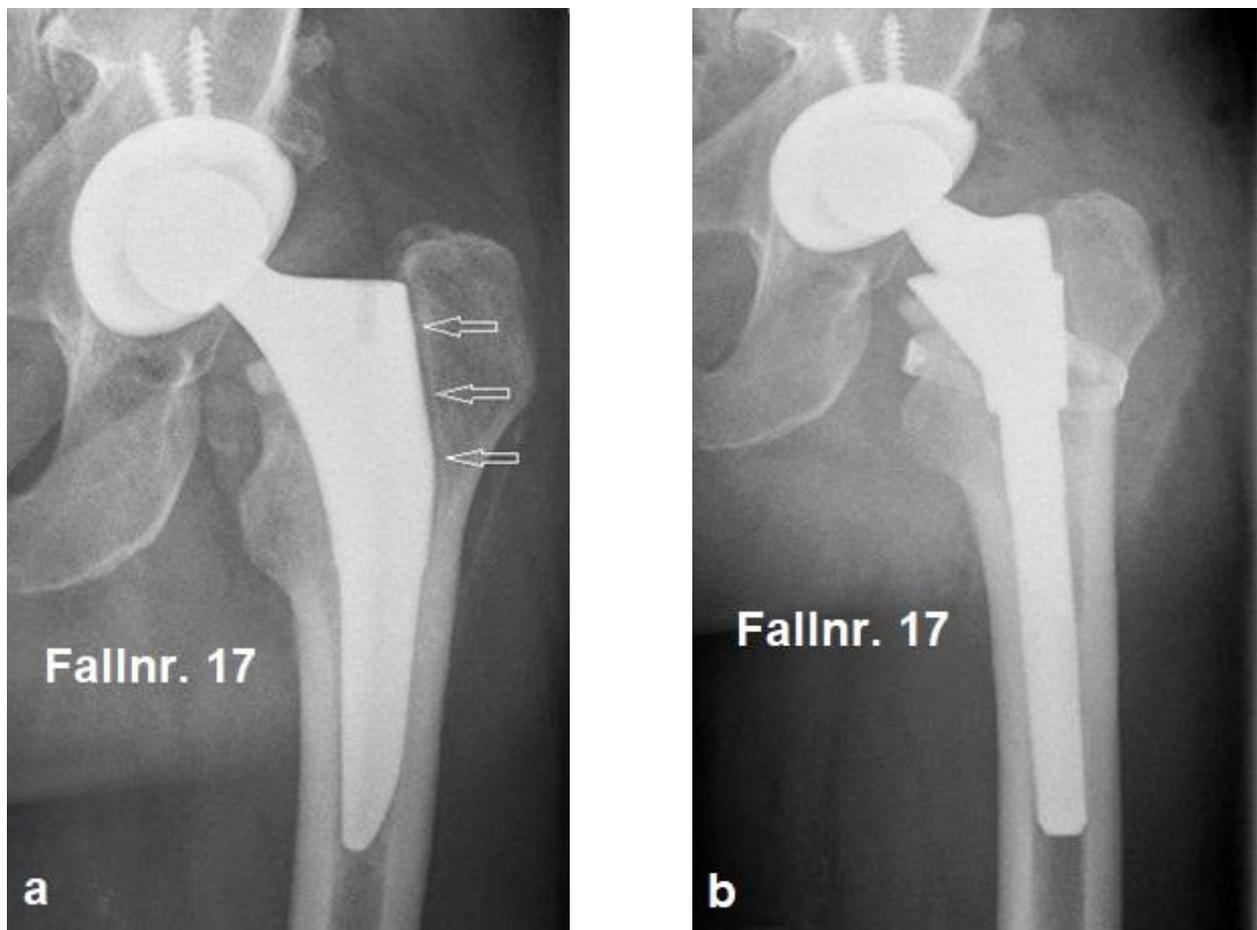


Abb.64: Männlich, 72 Jahre. a: 18 Monate postoperativ Darstellung einer ausgeprägten radiolucent line an der Lateralseite des proximal beschichteten Schaftes mit Infektnachweis. b: Z.n. einzeitigem Schaftwechsel auf einen zementfreien S-Rom -Schaft mit Ausheilung 6 Monate postop.

In einem weiteren, diagnostisch verzögerten Fall (Abb.65) entwickelte sich 4 Monate postoperativ nach einer Schaftsinterung von 7 mm bis zur stabilen Setzung eine zunehmende Symptomatik des ventralen Femurschmerzes bei nun radiologisch unauffälliger Schaftlage. Erst das Auftreten einer proximalen dezenten radiolucent line veranlasste zur Hüftpunktion ohne Ergebnis. Der erhebliche, nahezu immobilisierende ventrale Femurschmerz erforderte die offene Exploration, die eine aseptische Schaftlockerung nachwies. Nach Schaft- und Inlaywechsel waren die Beschwerden rückläufig. Eine Punktion 12 Monate nach Schaftwechsel blieb ohne Keimnachweis.



Abb.65: Männlich, 57 Jahre. a: 19 Monate postoperativ erster radiologischer Nachweis einer medio-lateralen Aufhellungslinie im Trochanterbezirk mit ventralem Femurschmerz bei einer Schaftsetzung von 6 mm. b: 18 Monate nach Schaft- und Inlaywechsel Abnahme der Beschwerden.

In einem weiteren Fall kam es zu einer aseptischen Schaftlockerung. Auch hier war eine kontinuierliche Sinterung des Schaftes mit einer radiolucent line erkennbar (Abb.66). Die

Diagnose eines ventralen Femurschmerzes konnte nicht aufrechterhalten werden. Nach dem Schaftwechsel war die Patientin beschwerdefrei.

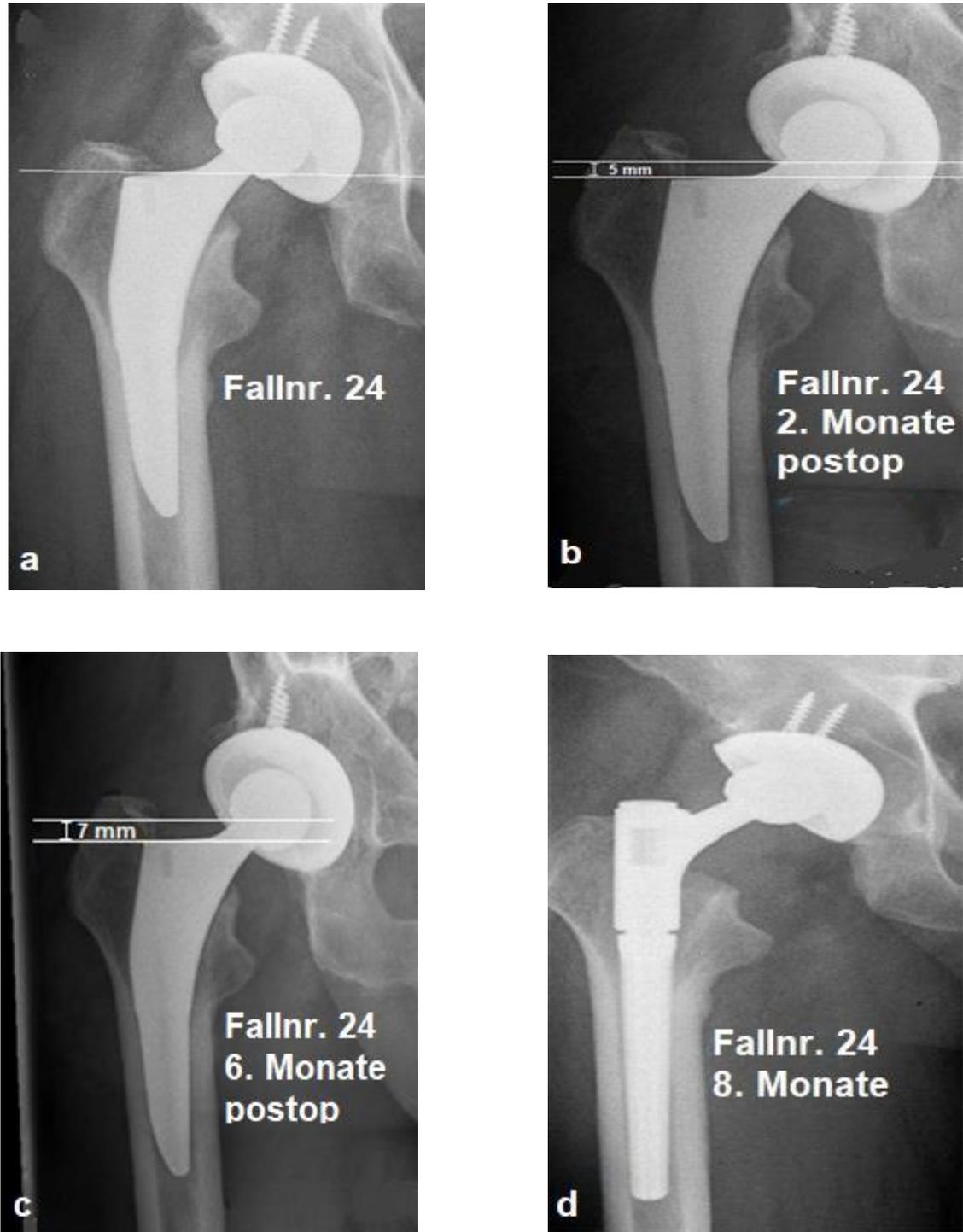


Abb.66: a: Postoperativer Ausgangsbefund. b: 2 Monate postoperativ 5 mm Sinterung

c: 6 Monate postoperativ 7 mm Sinterung. d: Schaftwechsel bei aseptischer Schaftlockerung.

In der Gesamtschau der Ergebnisse kam es in einem Klientel von 214 konsekutiven Fällen nach der Implantation eines Tri-Lock-Schaftes demnach in 24 Fällen zum Auftreten eines ventralen Oberschenkel schmerzes. Aus der Gruppe dieser 24 Fälle kristallisierten sich 7 Fälle (1 septischer und 2 aseptische Schaftlockerungen, eine schmerzhafte Pfannenfehlposition und 3 ipsilaterale neurologische Reizsyndrome) heraus, die hinsichtlich ihrer Ursache und ihrer Symptomatik nicht dem Begriff des ventralen Femurschmerzes zugeordnet werden konnten. Im restlichen Klientel von 196 Patienten lag definitionsgemäß der Anteil des eigenständigen ventralen Oberschenkelschmerzes bei 8,7 % (17 Patienten).

3.4 Der Silent® Ultrakurzschafft

3.4.1 Der ventrale Femurschmerz nach Implantation des Ultrakurzschafftes Silent®

Nach 116 Implantationen kam es in insgesamt nur 2 Fällen (1,9 %) zur Entwicklung eines ventralen Femurschmerzes, der sich im Vergleich zum Femurschmerz nach dem Einsatz von zementfreien konventionellen Schäften oder den üblichen Kurzschäften nicht nur nach ventral sondern auch mehr nach anterolateral projizierte. Nach der knöchernen Einheilung des Ultrakurzschafftes kam es beim Aufstehen vom Stuhl oder der Vollbelastung während des Gehens in beiden Fällen zu einem stechend-reißenden Schmerz in der proximalen vorderen und seitlichen Femurregion. Diese Schmerzprojektion unterschied sich deutlich von der einer Trochanteransatztdinose oder einer Trochanterbursitis. In beiden Fällen war der Schaft soweit vorgetrieben worden, dass seine polierte, kuppelförmige Schaftspitze das Endost berührte und während der Phase der Osseointegration zu radiologischen Veränderungen an Endost, Kompakta und Periost am Übergang zur Subtrochantärregion führte. Beide Fälle waren hinsichtlich ihrer Mineralsalzdichte dem Übergangstyp Dorr A/B zuzuordnen (Abb.67, 68, 69).

Falldarstellung 1:

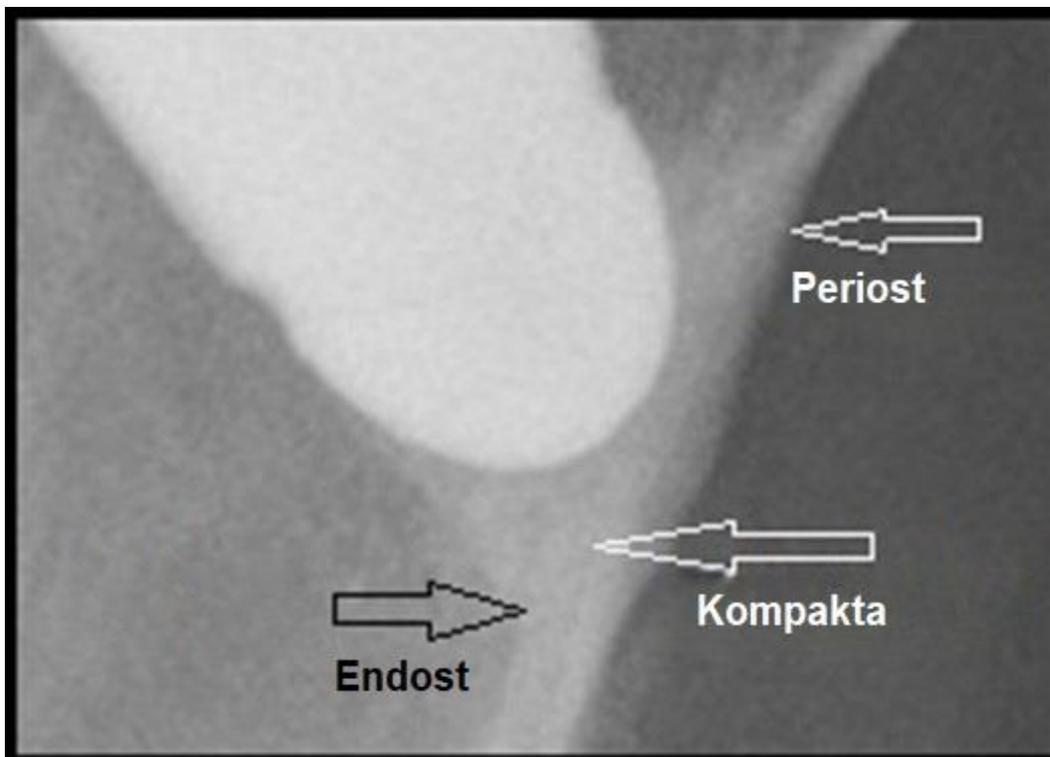


Abb.67: 62-jährige Frau mit seit 16 Wochen postoperativ bestehendem ventralen

Femurschmerz. Radiologisch nachweisbar ist eine Knochenreaktion mit Beteiligung des endostalen Markraumes, einer kompakteren Verdickung und Aufwulstung und einer feinsäumigen Periostreaktion. Unten: Ausschnitt mit Vergrößerung. Klinische Beschwerdefreiheit nach 26 Monaten.

Falldarstellung 2:

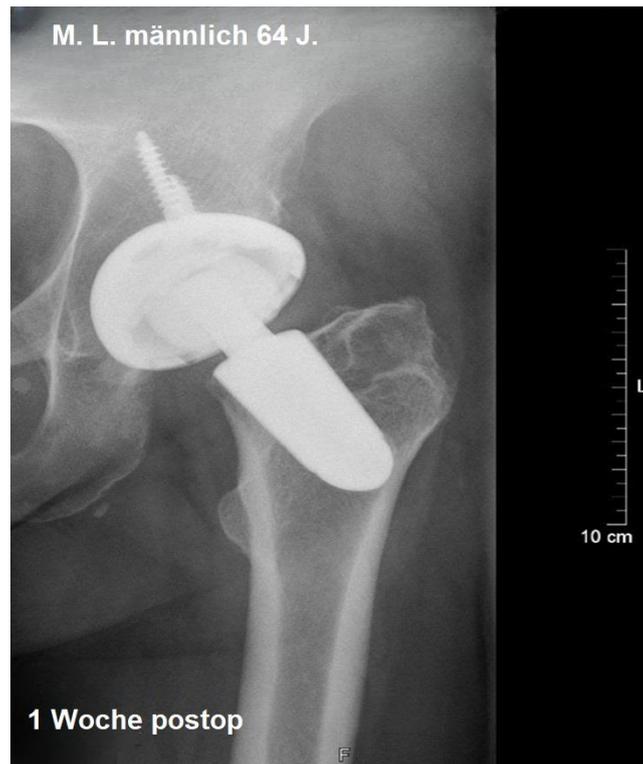


Abb.68: 64-jähriger Patient mit einem hartnäckigen ventrolateralen Femurschmerz. Die großvolumige Prothese füllt den Schenkelhals aus. Die kuppelförmige, polierte Schaftspitze berührt das Endost und die innere Kompakta.



Abb.69: Nach der Setzung mit knöchernem Einwuchs des Schaftes kommt es an der polierten Schaftspitze, an der keine Osseointegration stattfinden kann, zu belastungsabhängigen anterolateralen Femurschmerzen mit knöcherner Reaktion von Endost, Kompakta und Periost. Völlige Beschwerdefreiheit erst nach 72 Monaten postoperativ.

Unter weiterer Vollbelastung und milder antiphlogistischer Behandlung verschwanden die Schmerzen nach 2 bis 5 Jahren vollständig, während die radiologischen Veränderungen symptomlos weitgehend unverändert nachzuweisen waren.

3.4.2 Die Differentialdiagnose unklarer Schmerzzustände des ultrakurzen Schaftimplantates Silent®

3.4.2.1 Die mechanische Frühlockerung mit Schmerzprojektion in die Knieregion

Im Gesamtklientel kam es in 6 Fällen innerhalb der ersten 4-12 Wochen zu unklaren, meist belastungsabhängigen Schmerzen in der Becken-Bein-Hüftregion mit Schmerzprojektion bis in die gesamte Knieregion. Das Röntgenbild ließ bei einer überdrehten seitlichen Aufnahme mit überlagerungsfreier Darstellung früh eine „radiolucent line“ als schmale Lysezone um den Schaft herum erkennen Bis zu diesem Zeitpunkt war die Deutung der Beschwerden wegen der diffusen Schmerzausstrahlung unklar (Abb.70).

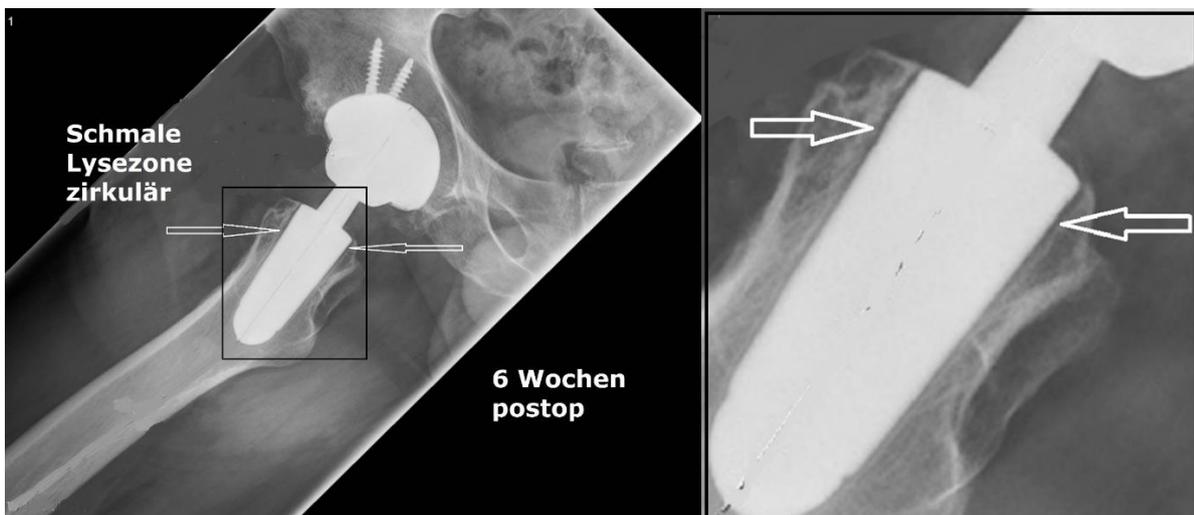


Abb.70: links: Initialstadium einer Frühlockerung mit radiologischem Nachweis einer Lysezone, die sich zunächst am proximalen Schaft als zirkuläre „radiolucent line“ zu erkennen gibt. rechts: Vergrößerungsausschnitt mit Pfeilmarkierung der „radiolucent line“

Unter weiterer Aufbelastung kam es in allen Fällen zu einer allmählichen Varisierung des Schaftes mit Nachweis eines deutlichen Spaltes zwischen Schaft und Knochenlager (Abb. 71).

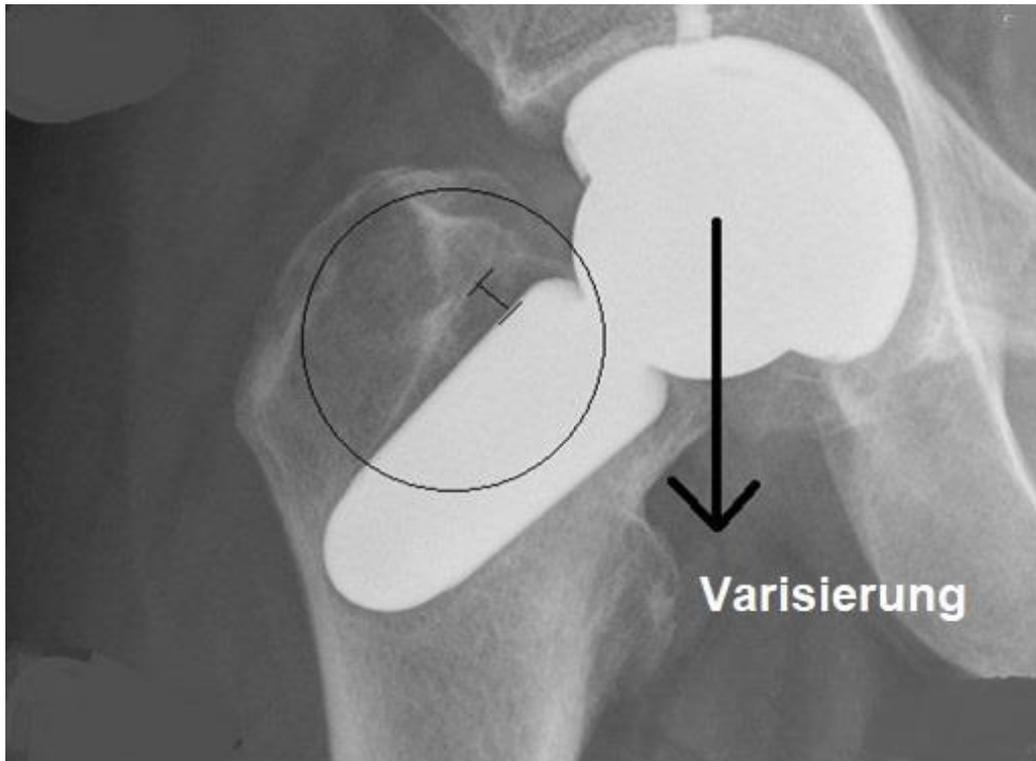


Abb.71: Zunehmende varisierende Fehlstellung des Schaftes mit deutlich erkennbarem Spalt zwischen dem Schaft und dem ehemaligen Knochenlager.

Schließlich erfolgte der Ausbruch der Prothese, die den Calcaneus spaltete und frakturierte (Abb.72, 73).

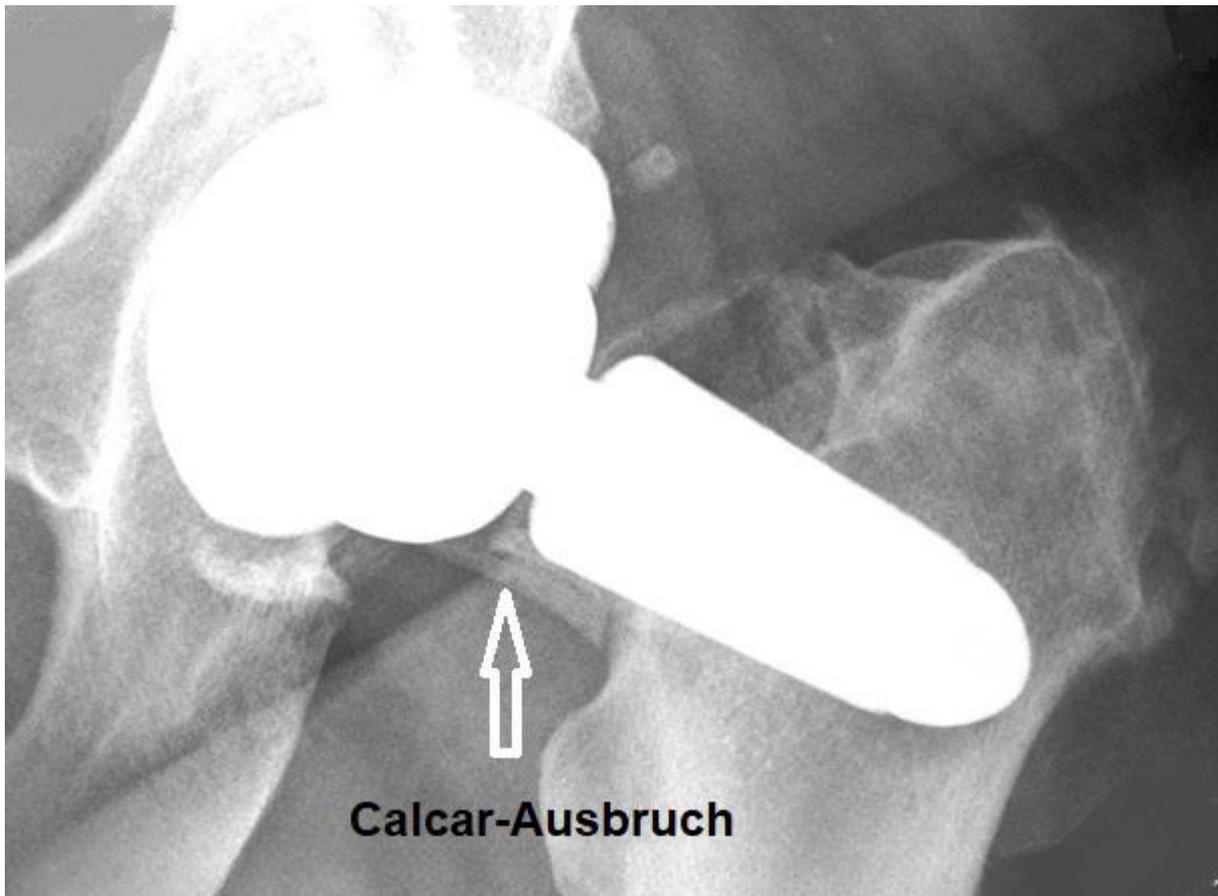


Abb.72: Der Silent-Schaft disloziert in eine varische Fehlstellung. Der Calcar bricht aus.



Abb.73: Intraoperativer Nachweis eines frakturierten und gespaltenen Calcars.

Die Schmerzcharakteristik der Frühlockerung ist allenfalls zu Beginn der Beschwerden in der Interpretation schwierig. Die Röntgenfrühzeichen der Implantatlockerung sind zunächst spärlich und sind meist nur in einer speziellen Projektion überlagerungsfrei erkennbar. Gegen den typischen ventralen Femurschmerz spricht der frühe Zeitpunkt der Beschwerden, der eine knöcherne Einheilung des Implantates noch nicht erwarten lässt. Der Schmerz der allmählichen Schaftlockerung ist somit definitionsgemäß nicht als ventraler Femurschmerz klassifizierbar. Das radiologische Bild einer deutlichen Schaftlockerung mit varischer Dislokation führte innerhalb von 6 Wochen postoperativ in allen 6 Fällen zur eindeutigen Diagnose.

3.4.2.2 Die ektipe Ossifikation mit ventraler intertrochantärer Periostitis und ventraler Schmerzprojektion in den proximalen Femur

Drei Fälle mit einer unterschiedlich stark ausgeprägten ventralen Schmerzprojektion zunächst unklarer Herkunft wurden klinisch engmaschig kontrolliert, bis sich radiologisch eine isoliert auf die vordere Intertrochantärregion begrenzte ektipe Ossifikation in Form einer floriden Periostitis nachweisen ließ. Die vollständige Knochenreifung mit Vollmineralisation nahm 12 bis 16 Wochen in Anspruch und fiel in die postoperative Phase der Vollmobilisierung und Vollbelastung. Der ventrale Femurschmerz trat in Ruhe und bei der Vollbelastung auf und verschwand allmählich unter der Gabe von Antiphlogistika. Die Schmerzausstrahlung war eher auf das proximale Femurdrittel begrenzt. Die Schmerzcharakteristik unterschied sich demnach definitionsgemäß vom ventralen Femurschmerz, der sich in Ruhe sofort zurückbildet und dann erneut erst wieder bei der Vollbelastung unter den Biege- und Rotationsbelastungen auftritt. In zwei Fällen war die Ossifikation an der Vorderseite der Intertrochantärregion mäßig ausgeprägt und weniger schmerzhaft (Abb.74).

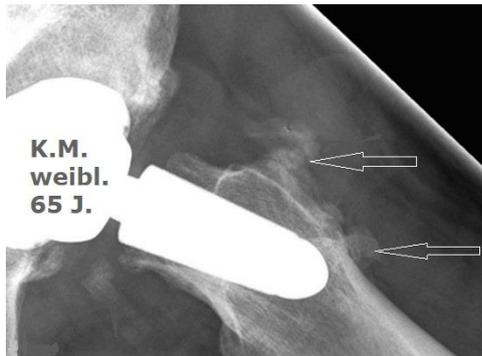


Abb.74: Inselartige und isoliert auf die vordere Intertrochantärregion begrenzte ektope Ossifikationen mit Periostbeteiligung bei 2 Patienten.

In einem dritten Fall hingegen war die floride Periostitis mit Knochenneubildung über der vorderen Intertrochantärregion so ausgeprägt, dass der Patient mit einer verzögerten Rehabilitation belastet war. Der nicht belastungsabhängige Schmerz, der sich vorwiegend in die proximale Hälfte des anterolateralen Femurs projizierte, konnte erst in der Phase der Vollbelastung vom eigens definierten ventralen Femurschmerz unterschieden werden. Eine zwei Jahre postoperativ überdrehte seitliche Röntgenaufnahme des Hüftgelenkes konnte den nun vollmineralisierten Knochen nachweisen (Abb.75). Er hatte sich über dem ventralen Schenkelhals und der Intertrochantärregion ausgebildet. Zu diesem Zeitpunkt war der Patient beschwerdefrei.

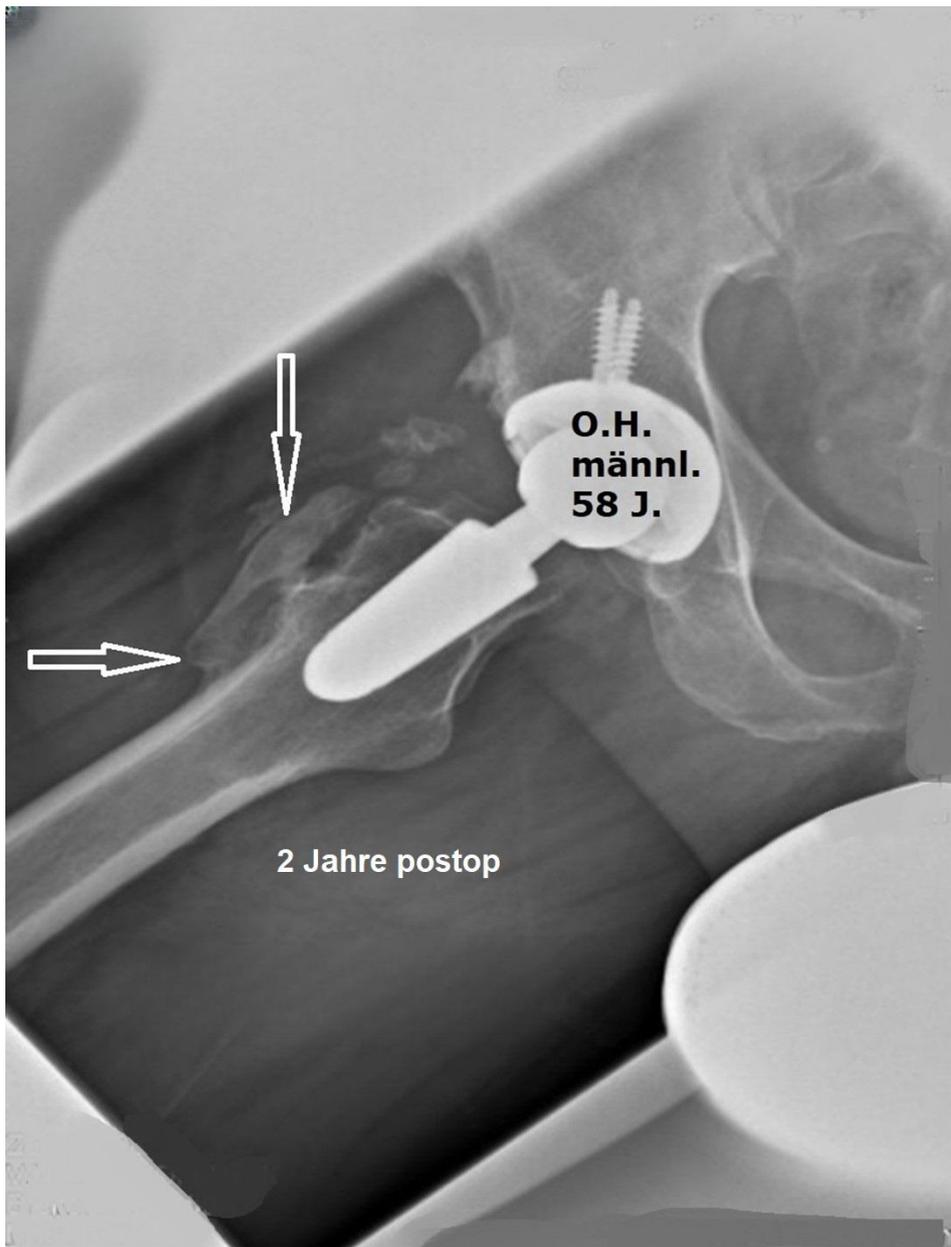


Abb.75: Nach 2 Jahren ist die ventral vor der Intertrochantärregion gelegene Ossifikation mit distaler Verbindung zum Periost ausgereift (Pfeile). Sie ist nun symptomlos.

Die ektope Ossifikation, die sich regional umgrenzt nur an der Vorderseite der Intertrochantärregion entwickelt, wird vermutlich durch eine operative Manipulation am Periost während der Freilegung der erhaltenen vorderen Schenkelhalsregion hervorgerufen. Sie entgeht zwar durch Überlagerung mit dem Trochanter der anfänglichen Röntgendiagnostik, ist aber definitionsgemäß deutlich von dem

Schmerzphänomen des ventralen Femurschmerzes zu unterscheiden. Die pathologische Knochenentwicklung außerhalb des Skelettes zeigt ebenfalls eine Selbstheilungstendenz nach Ausreifung der ektope Ossifikation.

4. Diskussion

4.1 Allgemeine Schmerzproblematik des zementfreien Schaftimplantates

Die Langzeitergebnisse der modernen Hüftgelenksendoprothetik werden von zahlreichen Faktoren bestimmt. Entscheidend für die dauerhafte Funktion einer zementfrei implantierten Endoprothese ist die ungestörte Osteointegration des Implantats. Zahlreiche wissenschaftliche Studien belegen, daß der Verbund zwischen Prothese und Knochen nur unter folgenden Voraussetzungen möglich ist: Biokompatibilität des Prothesenwerkstoffes, primär stabile Verankerung, Rotationsstabilität mit großflächigem Knochenkontakt und proximaler, metaphysärer Kraffteinleitung am Femur sowie einer porösen Oberflächenbeschichtung für die Sekundärfixation. Die bisherigen Erfahrungen auf dem Gebiet des Hüftgelenkersatzes belegen, daß für eine dauerhafte Stabilität der Verankerung eine möglichst optimale Positionierung der Prothese im Becken-Bein-Skelett mit daraus resultierender, annähernd physiologischer Gelenkbelastung zu fordern ist. Die anatomischen Gegebenheiten des gesunden Hüftgelenkes sind daher bei der Operationsplanung und dem Eingriff selbst zu berücksichtigen, da die Implantation einer Hüftendoprothese die Biomechanik des Gelenkes beeinflusst. Der ventrale Femurschmerz scheint bisher eher Folge einer speziellen Formgebung des Implantates und vor allem seiner möglichen Osseointegration zu sein. Die Aussagefähigkeit von klinisch-funktionellen Bewertungsschemata bei der Differenzierung des ventralen Femurschmerzes war bisher begrenzt auf die allgemeine Schmerzbeschreibung. Die Inzidenz des ventralen Femurschmerzes bei vollständig beschichteten Hüftschäften liegt zwischen 3 % und 20 % (Callaghan et al., 2006; Engh et al., 1990; Kronick et al., 1997).

Die geradezu typische Konstellation dieses Schmerzes verlangte jedoch die gezielte Befragung, um andere Ursachen sicher auszuschließen. Eine Schmerzdifferenzierung in Anlaufbeschwerden, belastungsbedingte vordere Femurschmerzen oder Beschwerden nach längerer Gehbelastung wurde in den gängigen Bewertungsscores nicht vorgenommen. Sie musste bei der klinischen Untersuchung und Befragung speziell erfragt werden. Die derzeit aktuellen Studien der mittel- und langfristigen klinischen Verläufe deuten darauf hin, dass Oberschenkelschmerzen („tigh pain“) eine signifikante

Komplikation nach scheinbar erfolgreicher zementfreier Hüftendoprothetik sind. Löst man sich in der üblichen Befragung von den gängigen Bewertungsschemata und stellt ganz gezielt die Frage nach den Eigenheiten und Projektionen des angegebenen Schmerzes, so wird meist von leichten bis mittelschweren Symptomen berichtet, die beim Aufstehen vom Stuhl oder beim Treppensteigen plötzlich auftreten und oft im Laufe weniger Monate spontan verschwinden oder zumindest nicht fortschreiten. Sie bedürfen keiner Zusatzdiagnostik oder einer therapeutischen Intervention (Brown et al., 2002). Persistierende Oberschenkelschmerzen konnten den klinischen Befund und die Leistungsfähigkeit jedoch erheblich beeinflussen. Je nach Intensität führte dieser Schmerz in einem geringen Prozentsatz sogar zur dauernden Behinderung. Obwohl dieses Problem die Ansicht der Operateure bei der Indikationsstellung zur Auswahl eines Implantattypes beeinflusste, war die Ätiopathogenese dieses Phänomens bis zuletzt immer noch Gegenstand von Hypothesen. Eine umfassende Umgebungsdiagnostik des Oberschenkelschmerzes war unerlässlich, um eine Protheseninfektion oder Lockerung, Stressfrakturen oder eine Wirbelsäulenpathologie als primäre Ursache auszuschließen. Zu den Behandlungsoptionen bei der aseptischen, gut fixierten Femurkomponente gehörten die medizinisch-medikamentöse Behandlung, die Revision der Femurkomponente oder die Transplantation eines kortikalen Stützspanes in der femoralen Übergangsregion an der Spitze des Implantats (Domb et al., 2000). In wenigen hartnäckigen Fällen war dennoch der Schaftwechsel eines völlig knöchern eingehielten Implantates bei hohem Leidensdruck und drohender Immobilität erforderlich. Einige Operateure gaben die Implantation von Prothesentypen mit nachweislich hoher Frequenz des ventralen Femurschmerzes auf (Amendola et al., 2017). In der Zusammenschau der Befunde wird heute von einem Zusammenwirken mehrerer ursächlicher Faktoren ausgegangen. Mikrobewegungen des Schaftimplantates im interface zum Knochen bei übermäßiger Belastungsübertragung auf den Femur werden ebenso angeführt wie Periostirritationen bei Fehlanpassung des Knochens an den oft enormen Unterschied des E-Moduls zwischen dem Übergang von versteiftem zu unversteiftem Femur (Engh et al., 1984). In einer Studie unter Beteiligung der Cleveland Clinic, des Johns Hopkins Medical Institutes und des Institutes für Knochen- und Gelenkerkrankungen wurden über einen Mindestzeitraum von fünf Jahren Röntgenkontrollen von proximal porös beschichteten Hüftschäften durchgeführt. Die

Prothesen zeigten eine Inzidenz von 51 % kortikaler Hypertrophien und eine Inzidenz von 58 % einer endostalen Knochenneubildung, die sich an der Schaftspitze in 12 % der Fälle zu einer vollständigen Überbrückung des Markraumes ausbreitete. Nur bei wenigen Patienten wurden Schmerzen in der Mitte des Oberschenkels beobachtet, die sich innerhalb der ersten zwei postoperativen Jahre zurückbildeten.

Genauere Angaben zur Häufigkeit und der Intensität und Ausstrahlung des ventralen Femurschmerzes waren in dieser Arbeit nicht ausreichend dokumentiert, weil zu diesem Zeitpunkt (1989) die spezifische Eigenart des ventralen Femurschmerzes allgemein noch nicht in seiner Bedeutung und Tragweite erkannt wurde. Dieser Mangel an genauer Dokumentation des ventralen Femurschmerzes ließ eine aussagefähige Korrelation der radiologisch erfassten Umbauvorgänge mit dem spezifischen Schmerzbild nicht zu (Ville et al., 1991).

Die Korrelation zwischen Oberschenkelschmerzen und radiologischen Befunden und die klinische Bedeutung von Oberschenkelschmerzen wurden von Kinow et al. 2007 im Detail untersucht. In einer retrospektiven Studie wurden 98 zementfreie Femurkomponenten in einem Zeitraum von 33 Monaten klinisch und radiologisch untersucht. 13 % der Patienten berichteten über einen ventralen Oberschenkelschmerz. Diese Schmerzen korrelierten mit radiolucent lines, femoraler kortikaler Hypertrophie, fibröser Fixierung und einer Schaftmigration. Die knöchernen Veränderungen waren bis zu 5 Jahren zu erkennen. Nach Ansicht der Autoren deutete die Korrelation von Schmerz und radiologischem Befund auf eine Mikrobewegung und Migration des Implantates hin. Die 2007 erstellte Einschätzung entsprach nicht der heutigen Definition des ventralen Femurschmerzes, der trotz guter und vollständiger Osseointegration über einen meist begrenzten Zeitraum zu belastungsabhängigen Beschwerden führt (Kinow et al., 2007).

2020 deuteten erneut die aktuellen radiologische Befunde von Chung und Chung darauf hin, dass die Distanz des Schaftes zur Kortikalis in Korrelation zum ventralen Femurschmerz steht. Die Vermutung lag nahe, dass die Schaftnähe zur endokortikalen Femurmarkhöhle den ventralen Femurschmerz auslösen konnte (Chung and Chung, 2020).

Diese Annahme, dass Schmerzen in der Mitte des Oberschenkels damit zusammenhängen, dass der distale Schaftanteil als ein endtragender Schaft in einem

engen intramedullären Kanal verklemmt, konnte Jahre zuvor durch mehrere detaillierte radiologische und klinische Studien nicht bestätigt werden (Band et al., 1989; Callaghan et al., 1988; Hedley et al., 1986).

In einer retrospektiven Studie stellten Ulivi et al fest, dass sich bei 212 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 75 Jahren nach Implantation eines mit Hydroxylapatit teilbeschichteten Schaftes im Beobachtungszeitraum von durchschnittlich 10 Jahren keine Lockerung zeigte. Ein ventraler Femurschmerz hatte bei einigen Patienten eine Schmerzausprägung von nur 1,25 auf der VAS-Skala ausgelöst. Ob der niedrige Aktivitätsgrad der älteren Patienten die Ursache für den milden Schmerzverlauf war, blieb ungeklärt.

Mit einer Häufigkeit von 16 % milder „tigh pain“ und 9 % erheblicher Beschwerden war das Auftreten des ventralen Oberschenkelschmerzes bei einer proximal beschichteten Kurzschaftprothese, die ähnlich wie eine Messerscheide sehr schmal gehalten wurde, auffällig hoch und führte zur Abschaffung des Implantates. Hier waren vor allem jüngere Menschen betroffen (Amendola et al., 2017).

Baert et al. stellten 2017 erstmals neurologische Erwägungen einer Chronifizierung des ventralen Oberschenkelschmerzes in den Vordergrund. Sie betrachteten jedoch alle in Frage kommenden Schmerzzustände, ohne die Selbstheilungstendenz des ventralen Femurschmerzes gesondert zu beachten (Baert et al., 2017).

Barack et al untersuchten 6 porös beschichtete, zementfreie Femurkomponenten, die sie nach einer Standzeit von durchschnittlich 34,5 Monaten wegen anhaltender Oberschenkelschmerzen revidieren mussten. Bei der Operation waren die Schäfte sehr stabil knöchern eingewachsen und schwierig zu extrahieren. Die vier Männer und zwei Frauen mit einem Durchschnittsalter von 59 Jahren litten alle im ersten Jahr an Oberschenkelschmerzen, die mit der Zeit fortschreitend waren und auf konservative Maßnahmen nicht ansprachen. Diese Fälle zeigen, dass eine starre Fixation mit gutem knöchernem Einwachsen den klinischen Erfolg eines porös beschichteten unzementierten Femurschaftes nicht garantieren kann und nicht immer mit einer Selbstheilung, wie im eigenen Klientel dargestellt, zu rechnen ist (Barrack et al., 1992).

Um den Einfluss von Schaftlängen auf die Entwicklung des ventralen Femurschmerzes zu überprüfen, implantierten Horwood et al. in zwei Gruppen jeweils die Kurz- und

Standardschaftvariante eines Prothesenmodelles und führten die deutlich höhere Inzidenz des ventralen Femurschmerzes (19 % versus 12 %) in der Gruppe mit dem langen Standardschaft auf die Berührung und Irritation der Schaftspitze mit der Endokortikalis der Femurdiaphyse zurück (Horwood et al., 2019).

Zu völlig anderen Ergebnissen kamen Kim et al bei Verwendung eines metaphysär anbindenden und mit einem glatten Führungsstil versehenen zementfreien Schaft (IPS® Depuy). Bei 630 noch recht jungen Patienten mit einem Durchschnittsalter von 52,7 Jahren und einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 15,8 Jahren wurde von den allgemeinen klinischen Scores speziell der Visual analog scale (VAS) zur Messung und Beurteilung eines ventralen Femurschmerzes angewandt. In keinem Fall wurde ein ventraler Femurschmerz detektiert. Die Autoren vermuteten als Grund einen sehr stabilen Femurknochen der jungen Menschen, der unter dem Einfluss von Torsions- und Biegekräften verformungsstabiler war (Kim et al., 2016). Bourne et al stellten in einem Patientenkollekt, welches mit einem porös beschichteten Standardschaft versorgt worden war noch einmal deutlich den Unterschied zwischen dem ventralen Femurschmerz und einem unspezifischen Hüft- und Oberschenkelschmerz dar. Letzterer war immer verbunden mit einer Pathologie der unvollständigen knöchernen Integration (Bourne et al., 1994). Cinotti et al fanden bei 72 Hüftschäften mit einer metaphysären Anbindung in 8 % der Fälle einen ventralen Femurschmerz, der nach 2 Jahren nur noch bei 3 % der Patienten nachweisbar war und auffälligerweise auch noch nach einer durchschnittlichen Nachbeobachtungszeit von 9 Jahren persistierte (Cinotti et al., 2013). Lavernia et al konnten bei 11 Patienten mit einem ventralen Femurschmerz nach Implantation einer zementfreien Hüftprothese eine intensive Zweijahresverlaufskontrolle durchführen. Sie verglichen die Schmerzpatienten mit einem postoperativ unauffälligen Klientel und konnten feststellen, dass der ventrale Femurschmerz nach zwei Jahren noch leichte Unterschiede in der Funktion bewirkte, die Patienten sich aber in ihrer gesamten Lebensqualität nicht sehr stark von den Patienten mit unauffälligem Verlauf unterschieden (Lavernia et al., 2005). Um die Häufigkeit, den Zeitpunkt des Einsetzens und die Dauer von ventralen Oberschenkelschmerzen nach zementfreier Hüftprothetik zu bestimmen, untersuchten Jo et al. 240 Patienten, die sich einer primären Hüftprothesenimplantation aufgrund einer Hüftkopfnekrose unter Verwendung eines zementfreien Schaftes

unterzogen hatten. Siebenundzwanzig Patienten (11,3 %) hatten während der Nachbeobachtungszeit von 3 bis 11 Jahren (Mittelwert 7 Jahre) ventrale Oberschenkelschmerzen. Die Schmerzen entwickelten sich 2–78 Monate (Median 25 Monate) nach der HTEP. 75 % der Schmerzen entwickelten sich innerhalb von 36 Monaten. Bei 25 Patienten verschwanden die Schmerzen postoperativ nach durchschnittlich 17,4 Monaten und 2 Patienten (7,4 %) hatten anhaltende Oberschenkelschmerzen. Auffälligerweise aber gab es anlässlich der letzten Untersuchung keine Unterschiede im Harris Hip Score zwischen der Gruppe mit ventralen Oberschenkelschmerzen und der beschwerdefreien Gruppe (Jo et al., 2016).

Campbell et al konnten in einer retrospektiven Studie von 148 porös beschichteten Hüftendoprothesen (PCA) eine Inzidenz des ventralen Oberschenkelschmerzes von 13 % ein Jahr nach der Operation und 22 % nach zwei Jahren nachweisen. Sie fanden eine Korrelation mit dem Einsinken des Femurschaftes (größer als 2 mm) und mit dem Auftreten von distalen periostalen und endostalen Knochenneubildungen. Bei einem Drittel der Patienten kam es zu einer Schmerzlinderung und bei zwei Dritteln der Patienten führte eine antiphlogistische Behandlung zu einer teilweisen Linderung. Laut Meinung der Autoren entstanden die Oberschenkelschmerzen als Folge einer Schaftinstabilität mit distaler Belastungsübertragung (load transfer) ohne stabile proximale Fixierung des Schaftes. Es handelte sich demnach nicht um den ventralen Femurschmerz im klassisch definierten Sinne (Campbell et al., 1992).

Während einer mittleren Nachbeobachtungszeit von 3,2 Jahren bei insgesamt 218 Hüften versuchten Crawford et al, eine Korrelation zwischen der femoralen Hypertrophie und dem ventralen oder seitlichen Femurschmerz herzustellen. Sie konnten bei 74 % der Patienten eine kortikale Hypertrophie in der Gruen-Zone 3 und in 56 % eine kortikale Hypertrophie in der Gruen-Zone 5 nachweisen. 52 Hüften (18 %) zeigten eine kortikale Hypertrophie in Zone 3 und 91 Hüften (31 %) eine kortikale Hypertrophie in Zone 5. Insgesamt 44 Patienten (15 %) berichteten über Schmerzen im vorderen Oberschenkel und 43 Patienten (15 %) über Schmerzen im seitlichen Oberschenkel. Die Entwicklung einer distalen femoralen kortikalen Hypertrophie („DFCH“) in der Gruen-Zone 3 oder 5 war nicht mit vorderen oder seitlichen Oberschenkelschmerzen verbunden.

Oberschenkelschmerzen waren nicht mit Alter, Geschlecht, Aktivitätsniveau oder Schaftgröße des Patienten assoziiert (Crawford et al., 2020).

Won et al berichteten in einer aktuellen Studie 2021 über die Ergebnisse der zementfreien Prothetik von 100 Patienten in einem Untersuchungszeitraum von 5 Jahren. 56 Patienten waren mit einem Kurzschaft und 44 Patienten mit einem konventionellen Schaft versorgt worden. Die Kurzschaftversorgung war in 16 % mit einem ventralen Femurschmerz belastet, die Normalschaftversorgung führte in 14 % zu einem ventralen Femurschmerz. Nach Meinung der Autoren bestand kein Anlass, den konventionellen Schaft zugunsten eines Kurzschaftes zu verlassen (Won et al., 2021).

Hayashi et al analysierten 222 Hüftgelenke, die sich der Implantation des Hüftgelenkes unter Verwendung eines Kurzschaftes unterzogen hatten. Der ventrale Oberschenkelschmerz wurde mit einem speziellen Bewertungsschema erfasst. Die klinischen und radiologischen röntgenologischen Befunde wurden verglichen. Oberschenkelschmerzen traten während der Nachbeobachtungszeit bei 37 Patienten (16,7 %) auf. Die Schmerzen begannen zwei bis 24 Monate nach der Hüftprothesenimplantation. Als Risikofaktoren für Schmerzen nach einer Hüftprothese mit kurzem Schaft mit konischer Verklemmung wurden ein hohes Aktivitätsniveau und die Form des Femurknochens vom Dorr-Typ C mit Weitung des Markraums und Rarefizierung der Kompakta dargestellt. Der Schmerz korrelierte mit der Kontaktierung der Schaftspitze mit der distalen Endokortikalis. Darüber hinaus erhöhte die postoperative kortikale Hypertrophie an der distalen Schaftspitze signifikant das Auftreten von Oberschenkelschmerzen (Hayashi et al., 2020).

Cho et al konnten bei 437 mit dem Accolade Kurzschaft (Accolade TMZF Fa Stryker) versorgten Patienten in 27 Fällen (6,2 %) eine distale femorale Hypertrophie der Kortikalis (DFCH) feststellen. Diese Hüften zeigten eine höhere Rate an ventralen Femurschmerzen (18,5 %) als radiologisch nicht veränderte Femora (2,2 %). Der Schmerz bei der DFCH trat nach durchschnittlich 12,3 Monaten etwas früher als bei der radiologisch unauffälligen Gruppe (20,8 Monate). In beiden Gruppen war der Schaft ohne Osteolysen oder Lockerungszeichen knöchern fest integriert (Cho et al., 2016). Vresilovic et al sahen bei 297 Primärimplantationen von zementfreien Hüftschaften eine statistisch signifikante

Korrelation zwischen der zunehmenden Größe des Schaftes und dem Auftreten des ventralen Femurschmerzes (Vresilovic et al., 1996).

In der Zusammenschau der in der Literatur fassbaren Angaben zur Häufigkeit des ventralen Femurschmerzes musste von einer großen Variabilität ausgegangen werden. Die oft inhomogenen Patientengruppen mit ungleichen osteologischen Verhältnissen sowie die unterschiedliche Formgebung der Hüftschäfte und ihre metallurgischen Bestandteile und Beschichtungen machten den Vergleich mit den Ergebnissen des eigenen Klientels schwierig. Insgesamt wurde der Begriff des ventralen Femurschmerzes in der Literatur bis 2020 noch nicht einheitlich verwendet.

4.1.1 Die zementfreie Furlong HAC® Schaftprothese

Die zunächst mittelfristigen klinischen und radiologischen Befunde der mit Hydroxylapatit beschichteten Implantate wiesen auf eine zu damaliger Zeit sichere knöcherne Verankerung hin. Eine radiolucent line war nach durchschnittlich 8,8 Jahren nicht erkennbar (Robertson et al., 2005).

Die Ergebnisse einer prospektiven, randomisierten, kontrollierten Vergleichsstudie, in der zwei Kohorten von Patienten untersucht wurden, die mit dem proximal beschichteten Omnifitschaft und dem vollständig beschichteten Furlongschaft behandelt worden waren, ergaben in der Langzeitbeobachtung von 10-15 Jahren keine Unterschiede in der Langzeitstandfestigkeit und den Revisionsraten. Eine gezielte Nachfrage der Studie zum ventralen Femurschmerz war nicht vermerkt (Sandiford et al., 2014). Bei nun längerer Standzeit der Furlong-Prothese folgten dann naturgemäß die Langzeitstudien. Die Langzeitergebnisse des Furlong-Schaftes zeigten bei einer Standzeit von durchschnittlich 14 Jahren bei guter klinischer Funktion eine Überlebensrate des Schaftes von 99 % (Shetty et al., 2005). Unter der Definition der aseptischen Schaftlockerung als Endpunkt lag eine Überlebensrate des Schaftes während einer Beobachtungszeit von 17 bis 25 Jahren von 100 % (95 % Konfidenzintervall 89 bis 100). Somit zeigte der Furlong-Schaft insbesondere bei hohem Belastungsanspruch der jungen Patienten hervorragende Langzeitergebnisse. Ventrale Femurschmerzen traten nicht auf (Syed et al., 2015). Über ähnliche

Langzeitergebnisse berichteten Syed et al. bei einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 21 Jahren. Ihr vorwiegend jüngeres Klientel mit hohem funktionellen Anspruch zeigte in diesem Zeitraum eine Überlebensrate des Furlong-Schaftes von 100 % (Syed et al., 2015). Ähnlich gute Langzeitergebnisse sahen Sandiford et al 2013. Nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 22,5 Jahren waren die klinischen Ergebnisse von 72 primärprothetischen Eingriffen gut und es wurden keine aseptischen Lockerungen des Furlong-Schaftes nachgewiesen. Ein ventraler Femurschmerz war nicht zu verzeichnen (Sandiford et al., 2013). 2008 stellten Rajaratnam et al aufgrund ihrer sehr guten radiologischen und klinischen Ergebnisse fest, dass die Furlong-Prothese nach 17,5 Jahren im Vergleich mit sämtlichen anderen soliden zementfreien Schäften mit deren Ergebnissen gleichauf lag. Angaben zum Auftreten eines ventralen Femurschmerzes fanden sich nicht (Rajaratnam et al., 2008). Zu ähnlich guten Ergebnissen kamen Singh et al insbesondere bei jungen Menschen mit hohen funktionellen Ansprüchen. Auch bei muskelkräftigen Patienten, bei welchen hohe Biege- und Torsionskräfte zu erwarten waren, fiel ein ventraler Femurschmerz nicht auf (Shah et al., 2009; Singh et al., 2004).

Im Laufe der Zeit hatte sich das Wissen über die Oberflächenreaktivität von bioaktiven Knochenmaterialien und ihrer Wirkung auf die Anheftung, Proliferation, Differenzierung und Mineralisierung von Knochenzellen vermehrt (Ducheyne and Qiu, 1999).

Der beschichtete Schaft wurde später bei der Revision zementierter Schäfte zum Einsatz gebracht und zeigte auch dort bereits 2005 nach durchschnittlich 8 und 12 Jahren Standzeit sehr solide Ergebnisse (Raman et al., 2005; Trikha et al., 2005; Ulivi et al., 2013). Eine einzige Studie wies bei einem inhomogenen Klientel einen ventralen Femurschmerz von 1,2 % nach Implantation des Furlong-Schaftimplantes nach (Baltopoulos et al., 2008). Die in der eigenen Studie erfolgte Beschränkung der Untersuchung auf Patienten mit einer primären Coxarthrose erwies sich als methodisch unabdingbar, da sämtliche postoperativen Befunde auf den klinischen Folgezustand des ersten Hüfteingriffes und das Prothesenverhalten im erstmals präparierten Knochenlager zurückgeführt werden sollten. Eine Überlagerung durch andere Schmerzgeneratoren sollte vermieden werden. 65 Revisionsoperationen mit Sekundärimplantation eines Furlong HAC-Schaftes zeigten im Vorfeld oft erhebliche femorale Osteolysen mit Verdünnung der Kompakta. Meist gingen sie einher mit Substanzdefekten, die durch eine operative Fensterung hervorgerufen worden waren. Einheitliche knöcherne Verhältnisse

zur sicheren Abgrenzung von Knochenschmerzen und ventralem Femurschmerz lagen in diesen Fällen nicht vor. Das postoperative Schmerzbild wurde zudem durch periartikuläre Weichteilirritationen nach zweimaliger operativer Schädigung des Muskelbindegewebes überlagert. 32 Patienten mit posttraumatischen Hüftgelenkszerstörungen nach Schenkelhalsfrakturen wurden wegen der traumatisch bedingten Symptome des stumpfen Weichteiltraumas zur Eruiierung des ventralen Femurschmerzes nicht einbezogen. 6 Perthes-Fälle und 19 Dysplasie-Coxarthrosen, deren prothetische Versorgung die Wiederherstellung der normalen anatomischen Hüftgeometrie zum Ziel hatte, waren wegen unklarer Beschwerden der überdehnten Weichteile ungeeignet. Die bekannte geometrische Abweichung der Femurform bei der Hüftdysplasie erschwerte die passgerechte Implantation des Schaftes mit der Gefahr der schmerzhaften Mikrobewegung am Interface. Die erforderlichen Augmentationsplastiken der dysplastischen Hüftpfannen waren wegen zu erwartender zusätzlicher postoperativer Hüftschmerzen für die Studie des ventralen Femurschmerzes ungeeignet. Desgleichen wurden 4 Fälle von rheumatoider Arthritis wegen eines polyartikulären Befalls und erheblicher periartikulärer Hüftgelenksschmerzen von der Untersuchung des ventralen Femurschmerzes ausgeschlossen. Es verblieb ein recht junges Patientenkontinuum mit guter Mineralisation des Femurs. Der Hüftknochen war in allen Fällen entsprechend dem Knochentyp Dorr A zu ortbar.

Eine weitgehende Homogenität des Patientenkontinuums unter alleiniger Auswahl der primären degenerativen Koxarthrose und Ausschluss schmerzüberlagernder Sekundärpathologien der Koxarthrose war bei der Furlong-Klientel somit gewährleistet.

In keinem einzigen Fall ließ sich das klassische Bild eines ventralen Femurschmerzes erkennen. Auffallend war die nahezu konstante Entwicklung eines Sockels, der sich in 60 % symmetrisch und in 24 % asymmetrisch nach lateral oder medial ausgebildet hatte. Die abrupte Übergangszone des metallversteiften Femurs zum unversteiften Femur zeigte nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 4,42 Jahren in den ap- und seitlichen Röntgenaufnahmen keine kortikale Überreaktion. Eine Hyperkortikalisierung als Ausdruck einer Kompensation einer lokalen Überlastung des Femurknochens blieb aus. Die Entwicklung eines Sockels ohne klinische oder sonstige radiologische Auffälligkeiten stand nun im Widerspruch zu der vorwiegend im angloamerikanischen Raum vertretenen

Ansicht, dass es sich bei diesem Phänomen mit hoher Wahrscheinlichkeit um ein Zeichen der Schaftlockerung eines zementfreien Hüftschaft-Implantates handelte. Die Konstanz dieses Sockels ab dem 3. Jahr mit klinisch völlig unauffälligem Verlauf bis zu 6 Jahren bewies jedoch eindeutig, dass eine Socketbildung eine intrafemorale Knochenneubildung im Kontakt mit einer Prothesenspitze darstellt, die im Falle des distal beschichteten Furlong-Schaftes fest knöchern integriert war und keine klinischen Symptome auslöste. Hinsichtlich der Ursache des weit verbreiteten Auftretens von Sklerosen ohne oder mit einer Aufhellungslinie (radiolucent line) an der Prothesenspitze sind bis heute mehrere Erklärungsmöglichkeiten in der Literatur aufgeführt (Roche et al., 2016).

Eine eindeutige pathogenetische Ursache des Sockels, der im angloamerikanischen Raum als „sockle“, „socket“ oder „pedestal sign“ bezeichnet wird, ist als radiologisches Phänomen bisher nicht geklärt. Einige Autoren werten es als Zeichen der Prothesenlockerung (Agathangelidis et al., 2014; Jakim et al., 1989).

Von einigen anderen Autoren werden Unterschiede des E-Moduls an der Übergangszone von ausgesteiftem und natürlichem Femur als mögliche Ursache angeführt (Steffen et al., 2008).

Pollard et al fanden an der Spitze des Verlängerungssystems des Birmingham-Oberflächenersatzes in 60 % der Fälle das „Sockelzeichen“. Die Stielverlängerung des Oberflächenersatzes lag ohne nahe kortikale Überlagerung radiologisch gut darstellbar in den Trabekeln der Intertrochantärregion. Die unterschiedliche Ausprägung der Sklerose veranlasste die Autoren, eine Typisierung des Phänomens vorzunehmen und eine Korrelation zur klinischen Relevanz herzustellen. Demnach waren 31 % der Stiele unverändert zum unmittelbaren postoperativen Befund (Typ 0). 60 % wiesen eine Sklerosezone auf, die an der Schaftspitze begann und sich meist symmetrisch nach proximal erstreckte. In einigen Fällen war eine „radiolucent line“ als dünne, strahlentransparente Linie zwischen Prothesenspitze und Sklerosezone erkennbar, die sich meist symmetrisch entwickelte und keinen Hinweis auf eine Migration des Implantates ergab. Der Typ-1a war als typischer „sockle“ auf die Spitze des Stiels beschränkt. Der Typ-1b begann an der Spitze des Stiels und erstreckte sich 1 cm proximal und der Typ-1c erstreckte sich mehr als 1cm entfernt von der Prothesenspitze nach

proximal hin. Der Typ 2, der eine weit ausladende radiolucent line entlang des Stiels aufwies, galt als Anzeichen einer Lockerung der Prothese (Pollard et al., 2006).

Die symmetrische und asymmetrische Entwicklung eines „socket“ an der Prothesenspitze des Furlong-Schaftes war in der Beobachtungszeit von bis zu 5 Jahren konstant. Er entwickelte keine radiolucent line zur Oberfläche der Prothesenspitze. Dieser Befund deutete auf einen festen Verbund des Knochens mit der mit Hydroxylapatit beschichteten Prothesenspitze hin. Hinweise für eine Lockerung der Schaftimplantate ergaben sich nicht. Die Patienten mit diesem radiologischen Phänomen waren klinisch unauffällig. Ein ventraler Oberschenkelschmerz trat nicht auf. Obwohl sich der distale runde Anteil des Furlongschaftes nicht verjüngte, um einen harmonischen Übergang aus der versteiften Region in den prothesenfreien Femuranteil zu gewährleisten, konnte in keinem Fall eine reaktive Hyperkortikalisierung in der Übergangsregion des „E-Modulsprunges“ nachgewiesen werden. Der geringere E-Modul des Titanschaftes schien Spannungsspitzen abzufangen. Ein ventraler Femurschmerz als belastungsabhängiger Schmerz nach knöcherner Integration des Implantates mit vollbeschichteter, kuppelförmiger Schaftspitze bei der Furlong HAC-Schaftprothese war nicht nachweisbar. Die beschichtete und damit osseointegrative Schaftspitze(Kuppel) hatte keinen Kontakt zur Endokortikalis, sodass schmerzhaft Reibephänomene, wie sie zwischen polierten Schaftenden und der Endokortikalis als Schmerzauslöser vermutet wurden, nicht auftreten konnten. Insgesamt zeigen die Ergebnisse der Furlong-Prothese unter dem besonderen Gesichtspunkt des Auftretens eines ventralen Femurschmerzes keine Hinweise für dieses doch recht auffällige klinische Phänomen. Die eigenen klinischen Ergebnisse ohne jeglichen Hinweis für das Auftreten eines ventralen Femurschmerzes stehen in Übereinstimmung mit der gängigen Literatur (Rajaratnam et al., 2008; Shah et al., 2009; Shetty et al., 2005). Einschränkend muss jedoch gesagt werden, dass sich unter der seinerzeit noch sehr vorsichtigen Indikationsstellung zur Verwendung dieses zementfreien Schaftes die Auswahl des eigenen Klientels auf Menschen mit dem Hüfttyp Dorr A beschränkte. Dieser Typ mit der höchsten Mineralisation des coxalen Femures in Kombination mit einer sehr kräftig entwickelten diaphysären Kortikalis stellte ein sofort sehr stabiles Gegenlager für den eingebrachten Lastträger dar. Er verhinderte schmerzhaft Mikrobewegungen und tolerierte den E-Modulsprung vom ausgesteiften Femur zum unberührten distalen Femur durch eine mechanisch äußerst

widerstandsfähige Kompakta. In einigen Studien wurde das Kriterium der Mineralisation, der Knochendichte und der Knochenqualität nicht erwähnt. Dennoch schien die ossäre Integration der runden und beschichteten Prothesenspitze das Phänomen des ventralen Femurschmerzes bei der Furlong-Prothese zu verhindern. Die in der Literatur umstrittene Bedeutung einer Sockelbildung an der Prothesenspitze trat im eigenen Klientel in knapp 90 % der Fälle auf und hatte keinerlei klinische Bedeutung. In der Zusammenfassung der Diskussion war ein ventraler Femurschmerz als belastungsabhängiger Schmerz nach knöcherner Integration eines Implantates mit vollbeschichteter, kuppelförmiger Schaftspitze bei der Furlong HAC-Schaftprothese nicht nachweisbar. Folglich kann der vorwiegend im angloamerikanischen Raum bestehenden Meinung, dass eine intrafemorale Sockelbildung am Schaftende häufig mit ventralen Femurschmerzen einhergeht, zumindest für das vollbeschichtete Furlong-Implantat nicht zugestimmt werden. Die Entwicklung einer symmetrischen oder asymmetrischen Sockelbildung an einer kuppelförmig gestalteten und mit Hydroxylapatit beschichteten Schaftspitze findet in 90 % des primären Hüftgelenkersatzes statt. In einem Klientel von 107 Patienten mit degenerativer Coxarthrose hatte die Sockelbildung keine klinischen Symptome zur Folge und war kein Anzeichen für eine beginnende Schaftlockerung. Sämtliche unklaren periartikulären Hüftschmerzen mit teils femoraler Projektion konnten eindeutig einer Implantatlockerung oder Infektion zugeordnet werden. Die vorliegenden Ergebnisse geben dem Operateur eine eindeutige Entscheidungsgrundlage, die periprothetischen, radiologischen Erscheinungsbilder adäquat zu deuten und sie von handlungsbedürftigen Befunden abzugrenzen.

4.1.2 Der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Spongiosa Metal I®- Beschichtung

Die ersten klinischen Untersuchungen zu dem vergleichsweise steifen Schaft zeigten bereits in der Pionierphase der klinischen Anwendung durchaus zufriedenstellende Ergebnisse (Henssge et al., 1985). Bevor die Prothese durch das Nachfolgemodell „Spongiosa metal II®“ mit einer Tripodenbeschichtung ersetzt wurde, berichteten mehrere Untersucher zunächst über solide mittelfristige Ergebnisse. Ein besonderes Augenmerk

lag auf der Beobachtung eines ventralen Femurschmerzes, der in seiner Häufigkeit äußerst unterschiedlich beschrieben wurde.

Der Vergleich des Auftretens dieses Schmerzphänomens in der zementfreien Hüftendoprothetik machte eine genaue Beschreibung der zur Operationsindikation führenden Krankheitsbilder und vor allem des behandelten Klientels in diesen Studien unabdingbar. So wurden von Gerdesmeyer et al Ergebnisse der metallspongiösen Prothese dargestellt, bei deren Primärindikation zum Hüftgelenksersatz eine degenerative Coxarthrose nur in 9 % der Fälle bestand. Es konnten 79 % des Klientels erfasst werden. Bei allen Patienten war eine äußerst abriebresistente Gleitpaarung durch einen Keramikkopf mit dem kleinen 28 mm Durchmesser verwendet worden. Somit waren die abriebinduzierten Osteolyse an Pfanne und Schaft als eher gering zu betrachten. Sie waren keinesfalls vergleichbar mit den konventionellen Paarungen aus Metallkopf und konventionellem, noch nicht hochvernetztem Polyethylen unseres eigenen Untersuchungsklientels. Das Problem des ventralen Femurschmerzes wurde in der Diskussion der klinischen Fälle allgemein angesprochen. Jedoch schien dieses Phänomen in der untersuchten Gruppe nicht aufgetreten zu sein (Gerdesmeyer et al., 2016).

In einer späteren Folgearbeit konnten die gleichen Autoren 23 % der Patienten, die sich vor durchschnittlich 30 Jahren der Implantation eines metallspongiösen Schaftes unterzogen hatten, nachuntersuchen und fanden sehr solide Ergebnisse des Schaftes bei den Überlebenden Patienten. Hinsichtlich der Dokumentation spezieller Schmerzzustände, wie etwa dem ventralen Femurschmerz, konzedierten die Untersucher, dass ihre Untersuchungs- und Bewertungsschemata nicht geeignet waren, eine qualitative oder quantitative Aussage zu dieser speziellen Fragestellung im gesamten klinischen Beobachtungszeitraum machen zu können (Lenze et al., 2019).

Die metallspongiöse Schaftprothese wurde in Japan unter der internationalen Bezeichnung „Metal-Cancellous Cementless Lübeck (MCCL) eingeführt. Hier lagen schon recht früh die Ergebnisse unter gezielter Fragestellung der postoperativen Schmerzentwicklung vor. Matsui et al fanden bei 49 Patienten in 3 Fällen nach 6 Monaten noch einen ventralen Femurschmerz, der nach etwa 2 Jahren ohne Therapie verschwand (Matsui et al., 1998). Der Vergleich mit den eigenen Ergebnissen war sehr problematisch, da sich das Patientenlientel und die Indikationsstellung und damit die

Operationsstrategie und die Größendimensionierung der eingesetzten Implantate erheblich unterschieden. Matsei et al hatten 42 Frauen und einen Mann operiert und nachuntersucht. Die Indikation zum Hüftgelenkersatz wurde ausschließlich bei einer Sekundärarthrose infolge einer Hüftdysplasie mit Korrektur Eingriffen im Vorfeld gestellt. In 12 Fällen musste intraoperativ eine teils sehr aufwendige autologe Pfannenaugmentationsplastik durchgeführt werden. Inwieweit ein angeschraubtes Hüftkopfsegment am dysplastischen Pfannenrand zu einer überlagernden Schmerzsymptomatik führte, blieb unklar. Proximale Femora zeigten im Falle der Hüftdysplasie eine oft deutlich von der Norm abweichende Markraumgeometrie (Noble et al., 1988). Bei japanischen Patienten trat dies deutlich zu Tage. In diesem Klientel war die passgerechte Einbringung des spongiösen Schaftes insbesondere im proximalen Bereich nicht immer möglich, da selbst ein kleindimensionierter distaler Schaftanteil frühzeitig verklemmte. Bei 7 zur Verfügung stehenden Schaftgrößen wurden nahezu konstant die kleinsten Schäfte implantiert. Der Schaft wurde immer in einer Antetorsion von 20° bis 60° eingebracht. Bei einer Durchschnittsgröße von 153 cm und einem Durchschnittsgewicht von 54 KG handelte es sich um sehr leichtgewichtige Patienten. Das Hauptproblem der eindeutigen Zuordnung und des Vergleiches von anterioren Femurschmerzen mit anderen Patientengruppen wurde durch die komplexe Anatomie des proximalen Femurs bei den ausnahmslos dysplastischen Hüften des Klientels verursacht (Robertson et al., 1996).

In nahezu allen Fällen waren daher Schäfte mit sehr dünnen Schaftdurchmessern implantiert worden. Fehlte diesen die proximale knöcherne Abstützung, so hielt der Schaftkern aus Chrom-Kobalt-Molybdän der Dauerschwingbelastung nicht stand und brach im mittleren Drittel (Kishida et al., 2002).

Die FDA schlug kleinere Abmessungen der Beschichtung und einen dickeren Schaftkern zur Verhinderung von Ermüdungsbrüchen bei dem metall-spongiösen Prothesentyp vor. Die Kerndurchmesser der gebrochenen Schäfte beim Versagen waren 4 bis 5 mm dick. Der schmale Durchmesser der Komponente wurde als Risikofaktor angesehen (Center for Devices and Radiological Health, 1995).

Sugano et al. berichteten über 59 Patienten, die sie wegen einer Sekundärkoxarthrose im Gefolge einer Hüftdysplasie mit dem metall-spongiösen Schaft versorgt hatten. Sie berichteten über einen ventralen Femurschmerz in 3 % der Fälle. Der Schmerz hatte sich

bis 6 Monate postoperativ entwickelt und verschwand nach etwa 2 Jahren wieder (Sugano et al., 1994).

Im deutschsprachigen Raum lagen 2006 die Ergebnisse nach durchschnittlicher Standzeit des metallspongiösen Schaftes von 12,8 Jahren vor. 4 Schäfte (3 %) waren ohne Trauma gebrochen (Götze et al., 2006).

Die Arbeitsgruppe führte nun osteodensitometrische Knochendichtemessungen im periprothetischen Femurlager durch. Nach mittlerweile 5 Schaftfrakturen (3,6 %) konnte sie eine deutliche Verminderung der Knochendichte um den Calcar herum (Gruenzone I und VII) nachweisen. Die Autoren gingen von einem proximalen stress-shielding mit load transfer in den distalen Schaft aus. Auffälligerweise lag in 13 Fällen (10 %) ein Versagen der Hüftpfannen vor. Die Studie ging nicht auf eventuelle femorale Begleitosteolysen als zusätzliche Ursache einer proximalen Demineralisierung ein. Die Langzeitstudie hatte naturgemäß zu einem ventralen Femurschmerz als postoperativem Frühphänomen keine Aussage gemacht (Götze et al., 2006).

Sprick und Dufek berichteten in einer klinischen Arbeit mit Aufarbeitung entnommener Explantate nach 6 Jahren Standzeit über das Auftreten eines ventralen Femurschmerzes in 4,4 %. Die Beschwerden waren bei allen Patienten rückläufig und wurden 6 Jahre postoperativ nicht mehr als belastend oder funktionseinschränkend empfunden (Sprick und Dufek, 1993). Die unterschiedlichen Indikationen sowie ein äußerst inhomogenes Patienten Klientel ließen Vergleiche mit den Ergebnissen der eigenen Studie nur bedingt zu. Den unterschiedlichen Altersklassen mit völlig verschiedenartiger Koxarthroseentstehung und einem nicht einheitlichen Mineralisationsgrad stand ein eigenes Untersuchungsklientel gegenüber, welches unter einer primär degenerativen Koxarthrose ohne eine überlagernde Begleitpathologie litt. Das recht homogene Durchschnittsalter von knapp 57 Jahren und die strikte Indikationsbegrenzung auf den Typ Dorr A als dem vollständigen Mineralisationsgrad des proximalen Femurs der Patienten schaffte zusammen mit dem einheitlich gewählten Pfannenersatz und einer standardisierten Operationstechnik die Voraussetzung für eine hinreichend genaue Aussage über die Häufigkeit des ventralen Femurschmerzes. Er wurde bei gezielter postoperativer Schmerzanamnese in keinem Fall nachgewiesen. Die primäre degenerative Koxarthrose in diesem Klientel war nicht mit auffälligen anatomischen

Abweichungen verbunden und ließ eine anatomisch adaptierte Schaftanbindung der 7 zur Verfügung stehenden Schaftgrößen zu. Eine knöchern optimale distale und proximale Schaftanbindung der bis zu 3 mm aufragenden metallspongiösen Beschichtung gewährleistete eine solide Primärstabilität als Voraussetzung für eine ungestörte Osseointegration. Trotz der Versteifung des hüftnahen Femurs mit einem Schaftkern aus Chrom-Kobalt-Molybdän führte die deutliche Verjüngung dieses Schaftkernes bei Beibehaltung der Beschichtungsdicke von 3 mm zur Reduktion von Spannungsspitzen. Eine kompensatorische Hyperkortikalisierung am Übergang der Schaftspitze zum prothesenfreien distalen Femurabschnitt trat daher nicht auf. Die in 65 % der Fälle radiologisch nachweisbare vollständige oder inkomplette Sockelbildung, die sich im Markraum unmittelbar an der Prothesenspitze entwickelt hatte, war völlig symptomlos und wurde als reaktiver, trabekulärer Knochenumbau gedeutet. Die Beschichtung ummantelte die distal freiliegende Prothesenspitze so weit, dass das glatte Metall keinen Kontakt zur Endokortikalis herstellen konnte und somit eine Irritation der nicht osseointegrationsfähigen Fläche unterbunden wurde. Die harmonische Schaftverjüngung mit einer osteotropen und konstanten Schichtdicke zur Verhinderung von Mikrobewegungen und Spannungsspitzen sowie die Verhinderung eines Schaftspitzenkontaktes mit der Endokortikalis ließen einen ventralen Oberschenkelschmerz offensichtlich in dem hier vorliegenden, homogenen Patientenklientel nicht aufkommen.

Die Diskussion zusammenfassend musste konstatiert werden, dass der metallspongiöse Hüftschaft GHE mit Songiosa Metal I® - Beschichtung in seinem inneren Schaftkern aus einer eher ungünstigen sehr steifen Chrom-Kobalt-Molybdän- Legierung bestand, deren E-Modul erheblich über dem des Femurknochens lag. Grundsätzlich sollte hier ein proximales stress-shielding und eine erhebliche Knochenreaktion in der Übergangsregion in Höhe der Schaftspitze erwartet werden. Zur Beantwortung der Frage nach der Häufigkeit des damit einhergehenden ventralen Femurschmerzes war das homogene Patientenklientel mit dem gleichen Mineralisationsgrad Dorr A und dem gleichen Krankheitsbild der primären degenerativen Coxarthrose in idealer Weise geeignet. Die durch eine Hüft dysplasie hervorgerufenen anatomischen Besonderheiten, die einen vollfülligen Sitz des Schaftes nicht zuließen oder intraoperativ erforderlich

Augmentationsplastiken der Hüftpfanne mit postoperativer Schmerzüberlagerung wurden ausgeschlossen.

Trotz der Versteifung des hüftnahen Femurs führte die zur Schaftspitze hin deutliche Verjüngung des Schaftkernes bei Beibehaltung der Beschichtungsdicke von 3 mm zur Reduktion von Spannungsspitzen. Eine kompensatorische Hyperkortikalisierung am Übergang der Schaftspitze zum prothesenfreien distalen Femurabschnitt trat daher nicht auf.

Die in 65 % der Fälle radiologisch nachweisbare vollständige oder inkomplette Sockelbildung, die sich im Markraum unmittelbar an der Prothesenspitze entwickelt hatte, war völlig symptomlos und wurde als reaktiver, trabekulärer Knochenumbau gedeutet. Die Beschichtung ummantelte die distal freiliegende Prothesenspitze so weit, dass ihre glatt polierte Metallfläche keinen Kontakt zur Endokortikalis herstellen konnte. Somit konnte eine Irritation durch Reibung der nicht osseointegrationsfähigen Fläche mit der Endokortikalis des Femurs unterbunden werden. Die harmonische Schaftverjüngung mit einer osteotropen und konstanten Schichtdicke zur Verhinderung von Mikrobewegungen und Spannungsspitzen sowie die Verhinderung eines Schaftspitzenkontaktes mit der Endokortikalis ließen einen ventralen Oberschenkelmerz in dem hier vorliegenden, homogenen Patientenklientel nicht aufkommen. Sämtliche radiologischen Veränderungen waren klinisch symptomlos. Dieser eindeutige Sachverhalt konnte zu einer brauchbaren Entscheidungshilfe bei der radiologischen Beurteilung klinisch nicht relevanter periprothetischer Knochenveränderungen beitragen. Sämtliche ventralen Femurschmerzen, die später im Verlaufe der 20-jährigen Beobachtungszeit auftraten, waren durch eindeutige, schwerwiegende Befunde bedingt.

4.1.3 Der Tri-Lock® Kurzschaft

4.1.3.1 Die Differentialdiagnose des postoperativen ventralen Oberschenkelmerzes nach Tri-Lock® Hüftprothetik

In der Literatur wurden bisher für die Kurzschaftprothetik meist hervorragende klinische und radiologische Ergebnisse angegeben (Ferguson et al., 2018; Freitag et al., 2016; Loppini and Grappiolo, 2018; Schilcher et al., 2017; Sperati and Ceri, 2014).

Die Angaben über das Auftreten von Oberschenkelschmerzen nach der Verwendung von Kurzschäften schwanken jedoch stark und liegen zwischen 1 % und 24 % (Amendola et al., 2017; Kim et al., 2011; Won et al., 2021).

Nur eine Untersucherguppe konnte bei Verwendung der High Offset-Variante des Trilock-Schaftes keine Hinweise für das Vorliegen eines ventralen Femurschmerzes finden (Peng et al., 2021).

Manche Untersucher hingegen bezweifeln, ob die kurzstielligen Implantate das Auftreten von Oberschenkelschmerzen wirklich reduzieren können (Namba et al., 1998; Salemyr et al., 2015).

Während frühere Studien berichteten, dass die Verwendung von kurzen Schäften das Auftreten von Oberschenkelschmerzen im Vergleich zu Schäften mit Standardlänge verringerte, zeigte eine kürzlich durchgeführte Studie keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Schaftdesigns (Del Piccolo et al., 2016; Ferguson et al., 2018; Yu et al., 2016). Gegenwärtig verbreitet sich die Verwendung zementfreier Kurzschäfte aufgrund hervorragender Langzeitergebnisse zunehmend (Loppini and Grappiolo, 2018; Rothman and Cohn, 1990). Dennoch bleiben Stressabschirmung und Oberschenkelschmerzen bei allen Arten von zementfreien Schäften ein Problem (Lim et al., 2020; Won et al., 2021). Oberschenkelschmerzen können eine erhebliche Quelle der Unzufriedenheit des Patienten sein. In wenigen Fällen sind sie immobilisierend oder deaktivierend. Die Ätiologie von Oberschenkelschmerzen nach zementfreier Hüftendoprothetik ist bis heute noch nicht geklärt. Eine multifaktorielle Genese wird angenommen. Als mögliche Ursachen wurden Mikrobewegungen des Schaftes, Spannungskonzentration an der Spitze des Schafts, Periostreizung oder ein Missverhältnis des Elastizitätsmoduls zwischen dem Prothesenschaft und dem Femur vermutet (Brown et al., 2002; Engh et al., 1987).

Im Jahre 2000 unternahmen Barrack et al. erstmals den Versuch, die Lokalisation und Projektion von Oberschenkelschmerzen nach Implantation einer zementfreien Hüfte vom Patienten auf dem Oberschenkel selbst markieren zu lassen. Die Ergebnisse zeigten, dass die Art der Schaftfixierung der einzige Parameter war, der statistisch mit einem höheren Auftreten von Oberschenkelschmerzen korrelierte. Patienten mit proximal beschichteten Schäften klagten mit mehr als doppelt so hoher Wahrscheinlichkeit über

Schmerzen als Patienten mit vollständig beschichteten oder zementierten Hüften ($p < 0,01$). Obwohl die Inzidenz von Oberschenkelschmerzen bei proximal beschichteten Schäften signifikant höher war, war die Schmerzintensität vergleichsweise gering und lag im Durchschnitt bei 3,0 bis 3,5 von 10 auf der visuellen Analogskala (Barrack et al., 2000). Obwohl eine zuverlässige Fixierung der Tri-Lock-Schaftprothese und gute klinische Werte erreicht werden konnten, bezeichneten Amendola et al die Häufigkeit und Schwere der Oberschenkelschmerzen mit diesem kurzen zementfreien Schaft als auffällig hoch. Sie hatten 4 Gruppen entsprechend der Stärke der ventralen Femurschmerzen gebildet. Das Klientel der Tri-Lock-Fälle entsprach zahlenmäßig etwa dem eigenen Klientel. 76 % der Hüften (180 von 238) hatten keine Oberschenkelschmerzen, 16 % der Hüften (37 von 238) hatten leichte Oberschenkelschmerzen und 9 % (21 von 238) hatten mäßige oder starke Oberschenkelschmerzen. Es gab zwei femorale Revisionen, eine wegen starker Oberschenkelschmerzen und die andere wegen einer Infektion. Alle bis auf zwei Komponenten zeigten eine ungestörte Osseointegration. (99 %). Es bestand ein umgekehrt linearer Zusammenhang zwischen Alter und Schweregrad der Oberschenkelschmerzen ($r = -0,196$; $p < 0,0024$) (Amendola et al., 2017). In der aktuell größten Literaturrecherche zur Frage des ventralen Femurschmerzes von konventionellen zementfreien Schaftprothesen und den Kurzschaftvarianten konnten keine Unterschiede zwischen ihnen festgestellt werden (Yoo et al., 2022).

Einschränkend muss zu dieser Studie gesagt werden, dass bei der Datenerfassung von Oberschenkelschmerzen in 250 Studien bei der Bewertung möglicherweise auch Hüftschmerzen mit einbezogen wurden, die der Definition des Oberschenkelschmerzes im Jahr 2022 nicht entsprachen und somit die Inzidenz erheblich beeinflusst hatten. In vielen retrospektiven Studien gab es bislang keine eindeutige Beschreibung zur Definition von Oberschenkelschmerzen (Del Piccolo et al., 2016; Hirao et al., 2021). In 250 Studien zur Erforschung des ventralen Femurschmerzes lagen nur 4 randomisierte kontrollierte Studien (von 250 Studien) vor, die andere Ätiologien eines Femurschmerzes außerhalb der aktuellen Definition ausschließen konnten. In diesen randomisierten Studien waren die diagnostischen Kriterien für Oberschenkelschmerzen erstmals vordefiniert worden. Die Entwicklung von Oberschenkelschmerzen konnte daher prospektiv in seriellen Nachuntersuchungen definitionsgemäß zugeordnet und bewertet werden. Es war demnach zu vermuten, dass viele andere retrospektiven Studien aufgrund

der fehlenden Differenzierung und Abgrenzung des ventralen Femurschmerzes andere Äthiologien von Oberschenkelschmerzen mit einbezogen und somit die Inzidenz dieses speziellen Schmerzsyndromes vergrößert hatten (Del Piccolo et al., 2016; Khanuka et al., 2014).

Die eigenen Ergebnisse zur Inzidenz des ventralen Femurschmerzes nach Tri-Lock-Schaft liegen mit 8,7 % im Literaturvergleich im oberen Mittelfeld der Studien, die sich der heutigen Definition des ventralen Femurschmerzes. angeschlossen hatten. Die Dauer des Schmerzes betrug im eigenen Klientel ohne Eingriff durchschnittlich 11,65 Monate bis zur Selbstheilung. Im Gegensatz zu anderen Literaturangaben war in keinem Fall eine operative Intervention bei diesem Krankheitsbild erforderlich.

4.1.3.2 Die Schaftsetzung und der Einfluss auf einen ventralen Femurschmerz nach Tri-Lock® Implantation

Die postoperative Frühsinterung ist ein Phänomen, welches nahezu alle konventionellen zementfreien Hüftschaften und Kurzschäfte in unterschiedlichem Ausmaß betrifft. Die radiostereometrischen Untersuchungen als genaueste Methode zum Nachweis einer Implantatmigration gaben meist Sinterungen im 1-mm-Bereich an (Klein et al., 2019).

Die irreversible Phase der Sinterung eines Hüftschaftes führt nach Beendigung der Migration in die erste postoperative Periode der Schaftsetzung. Kommt die Migration danach innerhalb von 6 bis 12 Wochen zum Stillstand, so ist der knöcherne Einwuchs ungefährdet. Der kritische Schwellenwert von Mikrobewegungen, die im Interface von Oberflächenbeschichtung und Knochenwirtslager unter Krafteinfluss eine erfolgreiche Osseointegration noch zulässt, beträgt etwa 150 μ (Engh et al., 1987; Engh et al., 1992; Jasty et al., 1997; McKellop et al., 1991; Pilliar et al., 1986). Entwickelte sich die Sinterung im Falle zementierter Schäfte jedoch als kontinuierlicher Prozess in den ersten beiden postoperativen Jahren um mehr als 1,5 mm, so war dieser Vorgang mit einer Schaftrevisionsrate von bis zu 50 % verbunden (Karrholm et al., 1994). Dieser Vorgang der kontinuierlichen axialen Schaftmigration über längere Zeit mit erfolgloser Osseointegration ist auch bei der zementfreien Schaftprothetik als Mechanismus der

aseptischen Lockerung entscheidend. Implantationstechnik, Schaftform und die letztendlich erreichte Stellung des Schaftes im Femurmarkraum (Varus-Valgus- oder Neutralstellung)) wurden als mögliche Einflussfaktoren einer vermehrten Setzung untersucht. Die Wiederherstellung des Offsets und des ursprünglichen CCD-Winkels konnte der Tri Lock-Schaft oft nicht vollständig bewerkstelligen. Insbesondere bei einer Coxa vara war selbst die ausladende Schenkelhalsvariante Tri-Lock HI (High offset) nicht in der Lage, die ursprüngliche Hüftgeometrie wieder herzustellen. Sie war anderen Kurzschaften unterlegen (Yao et al., 2020). Bedingt durch die spezielle Raspeltechnik und die doch recht auftragende Beschichtung des schmalen Schaftes war es nicht immer möglich, die Prothese so einzusetzen, dass die obere Beschichtungsgrenze mit der Resektionslinie des Schenkelhalses übereinstimmt (im angloamerikanischen Schrifttum als „stem sitting proud“ bezeichnet). Klinische Nachteile der Stabilität schienen jedoch bei der fehlenden knöchernen Bedeckung der Beschichtung im proximalen Anteil des beschichteten Schaftes nicht vorzuliegen (Kim et al., 2019).

Die Schaftlagervorbereitung für den schmalen, messerblattartigen Tri-Lock-Schaft erfolgt mit entsprechend schmalgradigen Schafterspeln. Wenn diese mit ihrer Spitze auf die Resektionsfläche des Schenkelhalses angesetzt werden, führen sie sich bei weiterer Vortreibung selbst im Schaft und erfahren oft in der zweiten Hälfte eine Umlenkung in allen Ebenen. Während diese Umlenkung zwangsläufig auch Einfluss auf die Eingangsebene hat, ist dieser Umstand für Schäfte, die dem Femurmarkraum innen vollfüllig anliegen, unproblematisch. Sie haben zwangsläufig immer einen größeren Knochenkontakt. Der schmale, wie ein Messerblatt geformte Tri-Lock-Schaft hingegen zeigt bei seiner nur mediolateral gewährleisteten Verklemmung dann ventral oder dorsal Spalten zwischen Schaftbeschichtung und dorsaler oder ventraler Spongiosa. Das Anwachsen des Knochens über eine ventrale oder dorsale Spaltbreite („gap“) kann dann nur noch über eine langzeitige Distanzosteogenese erfolgen, während der primäre knöcherne Einbau nur noch in der medial und lateral verklemmten Zone über eine Kontaktosteogenese erfolgt. Ob das Nachsintern des Schaftes im eigenen Klientel mit durchschnittlich 1,92 mm in der klinisch unauffälligen Gruppe und 2,24 mm in der Gruppe mit ventralem Femurschmerz auf diesen osteologisch begründbaren Umstand zurückzuführen ist, bleibt unklar. Die Tri-Lock-Hüftschaften heilten in beiden Fällen knöchern solide ein. Vergleicht man die Schaftsetzung der klinisch symptomlosen Fälle

mit der Setzung der Fälle, die einen ventralen Femurschmerz im klassischen Sinne entwickelt hatten, so ist der Unterschied auffällig. Bei allen Patienten, die nach erster Belastung mit axialer Schaftstauchung eine Sinterung von 6 mm aufwiesen, trat keine Schaftlockerung auf, wenn dieses Phänomen nach höchstens 6-8 Wochen zum Stillstand gekommen war. In 2 Fällen zog sich der Sinterungsprozess kontinuierlich über 12 Monate hin. Das Interface war also bei dieser kontinuierlichen Wanderung ohne endgültige Setzung des Schaftes zu keinem Zeitpunkt in der Lage, eine genügend starke knöcherne Verbindung von Knochen und Schaft herzustellen. Der Schaftwechsel war in 2 Fällen wegen einer aseptischen Schaftlockerung erforderlich. Die postoperative, frühe Sinterung des Tri-Lock-Schaftes stellt also ein normales, schmerzloses Phänomen einer sehr schmalen und nur mediolateral verklemmbaren Schaftprothese dar, die über keinen arretierenden Prothesenkragen verfügt. Cinotti et al konnten eine Sinterung des Tri-Lock-Schaftes von bis zu 4mm (0-3 mm) in 16 % der Fälle nachweisen. Der ventrale Femurschmerz trat in ihrem Klientel in 8 % der Fälle unabhängig vom Ausmaß der Sinterung bis zur Setzung auf und verschwand in 5 % der Fälle bereits im Verlaufe des zweiten postoperativen Jahres (Cinotti et al., 2013). Ries et al stellten bei der Messung der Schaftsinterung an 231 Prothesenschäften fest, dass die Senkungsrate bei kragenlosen Hüftschäften mit 3,1 mm (SD 2,8) signifikant höher lag als bei Schäften mit einem am Calcar abstützenden Kragenabschluss (1, mm, SD 1,5 mm; $p= 0,013$). Auffälligerweise zeigte das Kanalfüllungsverhältnis, also das Verhältnis des anatomisch geformten Prothesenkörpers und seiner größtmöglichen Ausfüllung des Markrauminnen keine signifikante Korrelation mit dem Ausmaß der Sinterungsstrecke. Es konnte kein anatomischer Parameter als Risikofaktor für eine Senkung identifiziert werden. Weder das Alter noch der BMI beeinflussten die Senkung in dieser Kohorte (Ries et al., 2019).

Leiss et al untersuchten den Einfluss der postoperativen unterschiedlichen Belastungsart der anfänglichen Teil- oder Vollbelastung auf das Ausmaß der Schaftsinterung.

63 Patienten unterzogen sich nach Implantation einer zementfreien Schaftprothese der sofortigen Vollbelastung. 51 Patienten wurden zunächst unter einer Teilbelastung für 6 Wochen rehabilitiert. Das postoperative Absinken wurde anhand von anterior-posterioren Röntgenaufnahmen des Beckens im Stehen nach 4 Wochen und nach einem Jahr

analysiert. Die Senkung wurde in mm gemessen. Anatomische und prothetische Risikofaktoren (Schaftgröße, Canal Flare Index, Canal Fill Ratio sowie BMI und demographische Daten) wurden korreliert. Die Senkungsrate des Femurschafts war bei der ersten radiologischen Nachuntersuchung nach 4 Wochen in der Gruppe mit sofortiger Vollbelastung signifikant höher als in der Gruppe mit Teilbelastung [2,54 mm (SD \pm 1,86) vs. 1,55 mm (SD \pm 1,80)] und der zweiten radiologischen Nachkontrolle nach 1 Jahr 3,43 mm (SD \pm 2,24) vs. 1,94 (SD \pm 2,16)] ($p < 0,001$). Die kleinen Absolutwerte in den Sinterungsstrecken wurden von den Untersuchern jedoch als klinisch irrelevant eingestuft (Leiss et al., 2022).

Erstmals 2021 stellten Zhijie et al. bei der Verwendung der Tri-Lock-Prothese einen Zusammenhang zwischen dem endokortikalen Schaftspitzenkontakt und dem Auftreten eines ventralen Femurschmerzes her (Zhijie et al., 2021).

In einem Klientel von 230 Patienten trat in 68 Fällen (27,8 %) ein typischer Oberschenkelschmerz in unterschiedlicher Intensität auf. Die Einteilung in gut und schlecht eingepasste Schäfte wies den nicht optimal sitzenden Tri-Lock-Schäften eine weit höhere Schmerz-Inzidenz als den gut eingepassten Prothesen zu. Auffällig war in dieser Arbeit der Nachweis einer Korrelation der Sinterung (median 2,9 mm) mit dem Auftreten eines ventralen Femurschmerzes. Die Forderung der Autoren, den Tri-Lock-Schaft in einer neutralen Stellung (Angulation=0) einzubringen, um den endokortikalen Schaftspitzenkontakt zu verhindern, betrachtete nur den in der AP-Ebene erkennbaren Schaftspitzenkontakt mit der medialen Endokortikalis. Im Gegensatz zur Untersuchungstechnik der eigenen Arbeit berücksichtigte diese Betrachtungsweise einen möglichen Kontakt der polierten Schaftspitze mit der ventralen Endokortikalis nicht. In unserem Klientel war es bei exakter computerassistierter Prothesenplanung und Größenbestimmung in der ap-Projektion in 17 Fällen nicht möglich, den Schaft ohne Valgus- oder Varusabweichung (Angulation = 0) zu positionieren, sodass ein medialer, lateraler oder ventraler Schaftspitzenkontakt nicht zu vermeiden war. Insbesondere in der dorsal-ventralen Ebene führte sich die Schaftraspel und somit auch der Schaft selbstständig, sodass die Prothesenspitze je nach Femurbiegung einer Zwangsführung ausgesetzt war, die operationstechnisch nicht zu beeinflussen war. Erst die fluoroskopischen Zielaufnahmen im eigenen Klientel konnten den Nachweis des

endokortikalen Schaftspitzenkontaktes mit der ventralen Endokortikalis erbringen und somit in Übereinstimmung mit den Befunden von Zhijie et al den eindeutigen Zusammenhang der Schmerzgenese mit der Schaftspitzenposition darstellen. In diesen Fällen fand sich zudem konstant eine regional begrenzte szintigraphische Mehranreicherung über der Schaftspitze („hot spot“). Aufschlussreich waren in diesem Zusammenhang die beiden Fälle einer ausgeprägten Coxa vara. Hier wurden die High-offset-Schäfte bewusst in einer Varusstellung fixiert, um den hohen Offset der Coxa vara durch eine vermehrte Schaftinklination zu kompensieren. Die Lateralseite der glattpolierten Schaftspitze lag folglich der lateralen Endokortikalis an. Schmerzlokalisierung und szintigraphische Anreicherung (lateraler „hotspot“) entsprachen dem fluoroskopisch nachgewiesenen Kontakt. Die Selbstheilung dauerte bis zu 20 Monate. Die postoperative Frühsinterung der schmerzhaften 17 Fälle unterschied sich zwar von der Setzung der symptomlosen 190 Patienten, ihr knöcherner Einwuchs war jedoch ungefährdet. Die in 8,7 % auftretenden ventralen Femurschmerzen, die im eigenen Klientel durch keine intraoperative Strategie vermeidbar waren, wurde für die Patienten als sehr belastend empfunden. Aufgrund ähnlicher Erfahrungen wurde der Schaft bei wenigen Autoren nicht mehr verwendet (Amendola et al., 2017). Die Diskussion zusammenfassend war der in 214 Fällen implantierte zementfreie Tri-Lock -Hüftkurzschaft mit einer Häufigkeit von 8,7 % (17 Fälle) mit einem ventralen Femurschmerz belastet. Die Schmerzen wurden in allen 17 Fällen bei einer knöchern fest eingewachsenen Prothese belastungsabhängig durch einen schmerzauslösenden Kontakt der glatt polierten und damit nicht osseointegrierbaren Prothesenspitze mit der femoralen Endokortikalis hervorgerufen. Der in allen 17 Fällen erfolgte fluoroskopische Nachweis des Kontaktes der Schaftspitze mit der Endokortikalis und die nachweisbare szintigraphisch umschriebene Mehranreicherung in der Schaftspitzenregion stellten das klassische bildgebende Korrelat zum ventralen Femurschmerz dar. In der Zusammenschau der Befunde gibt das messerblattartige und sehr schmale Design des Schaftes mit proximaler Beschichtung und langer, polierter Schaftspitze erstmals eindeutige Hinweise auf die Genese des klassischen ventralen Femurschmerzes. Die Selbstheilung dieser Erkrankung in allen Fällen nach durchschnittlich 11,65 Monaten stellt eine brauchbare Entscheidungshilfe gegen eine verfrühte operative Intervention dar. Im eigenen Klientel führten die

Ergebnisse trotz des knochenparenden Designs zur Aufgabe des Implantates und zum Wechsel auf ein vollfülliges Kurzschaftdesign.

4.1.4 Der zementfreie Ultrakurzschaft Silent®

Der Silent- Ultrakurzschaft war aufgrund seiner Größendimensionierung ein operativ äußerst anspruchsvolles Implantat. Osteologische Voraussetzung für eine Primärstabilität war ein hoher Mineralisationsgrad mit einer widerstandsfähigen Trabekularstruktur im Markraum des Schenkelhalses. Zur Fragestellung der Genese eines ventralen Femurschmerzes erschien dieses Implantat sehr geeignet. Das standardisierte operative Vorgehen eines immer gleichen Operationsteams und die strikte Begrenzung der Indikation auf primär degenerative Koxarthrosen schloss verfahrenstechnische Variationen aus. Posttraumatische und dysplastisch bedingte Koxarthrosen wurden nicht mit dem Ultrakurzschaft versorgt. Die Indikationseinschränkung verhinderte, dass die mit diesen Erkrankungen oftmals verbundenen chronifizierten Schmerzen den postoperativen Befund schmerzüberlagernd hätten beeinflussen können. Die Formgebung und Oberflächenbearbeitung des Schaftes jedoch waren einer der Hauptbeweggründe, dieses Prothesendesign zur Fragestellung einer femoralen ventralen Schmerzentstehung zu verwenden. Die Schaftgestaltung als drehsymmetrischer Konus ließ Lysesäume an der Knochenimplantatgrenze als Hinweis auf eine schmerzhafte Lockerung des Implantates rasch erkennen. Von wesentlicher Bedeutung war jedoch die glatt polierte kuppelförmige Schaftspitze, die eine überlagerungsfreie Darstellung von knöchernen Reaktionen in der Kontaktzone zwischen Prothesenspitze und endostaler Kortikalis in idealer Weise zuließ. Bei regelhafter Implantation wurde ein Kontakt mit der lateralen Kortikalis vermieden. Unter fluoroskopischer, dynamischer Durchleuchtung mit Rotation des Schaftes in eine geeignete Position war die exakte Darstellung von Problemzonen möglich. In den vorliegenden zwei Fällen mit einem klassischen ventralen (ventrolateralen) Femurschmerz war dementsprechend überlagerungsfrei die endostale Knochenverdichtung im Markraum, die Reaktion der Kompakta mit einer nach außen liegenden Aufwulstung und die Abgrenzung eines periostalen Saumes in Höhe der pathologischen Kontaktzone möglich. Der nicht intendierte Kontakt einer glatten

Metallfläche, die nicht am Knocheneinwuchs beteiligt ist, mit der inneren Femurkortikalis war Folge einer operativ nicht regelhaft durchgeführten Schaftsetzung. Dieser Umstand führte dazu, dass das klassische klinische Bild eines ventralen Femurschmerzes im Falle des Silent-Schaftes ein eindeutig darstellbares radiologisches Korrelat entwickelte. Die glatte Schaftspitze war ein Führungselement bei der Einführung des Schaftes in den Schenkelhals. Sie war für einen knöchernen Einwuchs nicht vorgesehen und dazu auch nicht fähig. Rieb diese glatte Oberfläche während der Vollbelastung des knöchern stabil eingewachsenen Schaftes gegen die innere (endostale) Kortikalis, so führte diese Irritation zu den erheblich schmerzhaften knöchernen Umbauvorgängen. Die Tatsache, dass dieses Phänomen der Selbstheilung unterlag, obwohl die knöchernen Umbauten sich in diesem Zeitraum nicht zurückbildeten, wies auf die noch ungeklärten zellulären und molekularbiologischen Vorgänge der Schmerzentstehung hin. Problematisch war die differentialdiagnostische Abgrenzung des ventralen Femurschmerzes gegenüber einer floriden Periostitis mit Entwicklung einer ektopen Ossifikation dann, wenn sich diese eng umgrenzt über das ventrale Trochantergebiet erstreckte. Die Überlagerung durch den Trochanter und die erst in der Phase der biogenen Mineralisation radiologisch erkennbare Knochenneubildung verzögerten die Diagnose. Der belastungsunabhängige Ruheschmerz, der bei Bewegung verstärkt wurde, trat zu einem Zeitpunkt auf, zu dem eine knöcherne Einheilung des Implantates noch nicht zu erwarten war. Er unterschied sich daher definitionsgemäß erheblich von einem ventralen Femurschmerz. Ektipe Ossifikationen treten nach Implantation einer Hüftprothese periartikulär üblicherweise diffus auf. Sie folgen nicht einem spezifischen Befallsmuster (Brooker et al., 1973). Die auffällige Lokalisation einer ektopen Ossifikation an der Ventralseite des Schenkelhalses nach Implantation des ultrakurzen Schaftes fand eine zweifache Begründung. Der kurze Schaft erforderte den Erhalt des nahezu gesamten Schenkelhalses, der bei den üblichen Schaftprothesen reseziert wurde und folglich als knöcherner Ursprung einer Periostitis entfiel. Die in den 116 Fällen des eigenen Klientels erfolgte standardisierte Freilegung des voll erhaltenen Schenkelhalses sowie die Denudierung der Ventralseite des Trochanters gingen zwangsläufig mit einer Irritation des Periostes in dieser Region einher. Die ektipe Ossifikation, die sich regional umgrenzt nur an der Vorderseite der Intertrochantärregion entwickelt hatte, wurde vermutlich durch eine operative Manipulation am Periost während der Freilegung der erhaltenen vorderen Schenkelhalsregion hervorgerufen. Diese

pathologische Knochenentwicklung außerhalb des Skelettes zeigte ebenfalls eine Selbstheilungstendenz nach Ausreifung der Knochenneubildung. Die 6 Fälle der missglückten Osseointegration mit früher Schaftdislokation und Fraktur waren klinisch und radiologisch so eindeutig, dass eine Fehlinterpretation der Schmerzursache nicht vorkam. Die Silent-Prothese hatte aufgrund ihrer Konfiguration und kleinen Dimension sowie ihrer Oberflächenbearbeitung und der drehsymmetrischen Verklemmung ein Alleinstellungsmerkmal in der zementfreien Schaftprothetik. Da es sich in der vorliegenden Arbeit um die ersten klinischen Ergebnisse der Spezialprothese handelte, war ein Literaturvergleich wegen fehlender Datenlage in der gängigen Literatur nicht möglich.

5. Zusammenfassung

Der ventrale Femurschmerz nach Implantation eines zementfreien Hüftschafte ist ein nicht vorhersagbares Phänomen, welches vorwiegend in der modernen Kurzschaftprothetik auftritt. Die sich aktuell durchsetzende Definition des ventralen Femurschmerzes beschreibt einen nach Implantation eines zementfreien Schaftimplantates plötzlich auftretenden Schmerz, der belastungsabhängig ist. In der Entlastungsphase lässt er nach und unterliegt im Laufe der Zeit meist einer Selbstheilung. Seine Pathogenese ist bis heute nicht vollständig verstanden und die Ursache ist Gegenstand zahlreicher Spekulationen. Das Promotionsvorhaben stellt die Hypothese auf, dass ein ventraler Femurschmerz vorwiegend bei solchen zementfreien Hüftschaffprothesen auftritt, deren distale Schaftspitze glatt poliert ist und im unmittelbaren Kontakt zur inneren Femurkortikalis steht. Die glatt polierte Schaftspitze soll die Führung des Schafte bei der Implantation erleichtern. Sie ist zu einer Osteointegration nicht in der Lage. Bei belastungsbedingten Bewegungen des Knochens wird eine schmerzauslösende Reibung zwischen der Schaftspitze und der innenseitigen Kortikalis des Femurs angenommen. Anhand von 4 völlig unterschiedlichen zementfreien Hüftprothesenschäften mit und ohne polierte Schaftspitze war die Häufigkeit des Auftretens dieses Schmerzphänomens und eine damit einhergehender pathologische Knochenreaktion zu überprüfen. Die konventionelle Furlong HAC-Schaftprothese besteht aus Titan und ist einschließlich ihrer kuppelförmigen Schaftspitze mit Hydroxyapatit beschichtet. Glatt polierte Flächen sind nicht vorhanden. Die Prothese wächst knöchern vollflächig ein und entwickelt an der Prothesenspitze einen kräftigen und völlig symptomlosen Sockel. Ein ventraler Femurschmerz trat in einem konsekutiv operierten Klientel von 107 Patienten nicht auf. Die knöchern eingewachsene Prothesenspitze entwickelte keinen ventralen Femurschmerz.

Der metallspöngiöse Hüftschaff GHE mit Songiosa Metal I[®] - Beschichtung besteht in seinem inneren Schaftkern aus einer sehr steifen Chrom-Kobalt-Molybdän- Legierung, deren E-Modul erheblich über dem des Femurknochens liegt. Die Beschichtung ummantelt die distal freiliegende Prothesenspitze so weit, dass ihre glatt polierte Metallfläche selbst bei einer exzentrischen Schaftposition im Markraum keinen Kontakt zur Endokortikalis herstellen kann. Ein ventraler Femurschmerz trat in dem Klientel von

57 Patienten nicht auf. Der schmale zementfreie Tri-Lock-Schaft ist ähnlich einer Messerklinge geformt. Der proximale Schaftanteil ist beschichtet. Der distale Schaftanteil ist ein Führungselement während der Implantation und ist glatt poliert. Eine mittelständige Schaftpositionierung im Markraum ist intraoperativ bei diesem Schaft nicht möglich. Die lange, glattpolierte Schaftspitze weicht zwangsläufig nach allen Richtungen aus und berührt häufig die endostale Kortikalis. Der in 214 Fällen implantierte Tri-Lock-Hüftkurzschaft entwickelte mit einer Häufigkeit von 8,7 % (17 Fälle) einen ventralen Femurschmerz. Die Schmerzen wurden in allen 17 Fällen bei einer knöchern fest eingewachsenen Prothese belastungsabhängig durch einen schmerzauslösenden Kontakt der glatt polierten und damit nicht osseointegrierbaren Prothesenspitze mit der femoralen Endokortikalis hervorgerufen. Der in allen 17 Fällen erfolgte fluoroskopische Nachweis des Kontaktes der glatt polierten Schaftspitze mit der Endokortikalis mit einer eng umschriebenen Knochenreaktion und die szintigraphisch umschriebene Mehranreicherung in der Schaftspitzenregion stellten das klassische bildgebende Korrelat zum ventralen Femurschmerz dar. Der Ultrakurzschaft Silent entwickelte bei 116 Implantationen in 2 Fällen (1,9 %) einen ventralen Femurschmerz. Der intraoperativ zu vermeidende Kontakt der kuppelartigen glatten Schaftspitze mit der inneren Kortikalis des Trochanters war ungewollt eingetreten. Er führte zu einem belastungsabhängigen ventralen Femurschmerz mit einem auffälligen knöchernen Umbau der Kortikalis in der Kontaktzone. Eine Selbstheilung trat nach 2 bis 6 Jahren auf. Die hier vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass glatt polierte Schaftspitzen im direkten Kontakt zur inneren Kortikalis des Femurs einen ventralen Femurschmerz hervorrufen können. Sie heilen im Intervall von 2 bis 6 Jahren ohne operative Intervention aus.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb.1: Mc Kee-Farrar Hüftpfanne 1968

Abb.2: Konventioneller zementfreier Spotorno®-Schaft Fa Zimmer. Rechteckiger proximaler Schaft zur rotationsstabilen Verklebung. Distale Verjüngung des Schaftes in beiden Ebenen zur Verminderung seiner Steifigkeit.

Abb.3: Röntgenbild und Mayo-Explantat mit inselartigem Knochenaufwuchs auf die dorsale grit blasting-Oberfläche und in das seitliche aufgeschweißte dreidimensionale Titandrahtnetz.

Abb.4: Links: Schematische Darstellung der orthograden, konischen Fräsung, die eine vollflächige Implantatverklebung gewährleistet. (Abbildung aus Silent-Operationslehre Fa Depuy). Rechts: Röntgenbild 5 Jahre postop mit Atrophie des Calcars.

Abb.5: Die 40-jährige Entwicklung der zementfreien Hüftprothesenschäfte im Größenvergleich der Implantate am Beispiel des voluminösen Chrom-Kobalt-Molybdän-Implantates, des Spongiosa-Metal® Lübeck-Hüftschaft der Firma Eska (links) und dem Ultrakurzschaft Silent® der Firma Depuy (rechts).

Abb.6: Biegung des Femurs unter Belastung in sagittaler und frontaler Ebene

Abb.7: Schematische Darstellung der periostalen und intraossären Innervation des Knochenmarks am Beispiel des menschlichen Femurs. Die primär afferenten Neurone der dorsalen Ganglien (DRG) für die Innervation von Periost, Knochen und Knochenmark sind myelinisiert oder nicht myelinisiert, und weisen vorwiegend sehr dünne Fasern auf (sdN= small diameter Neurons). Sie verzweigen sich im Periost und Knochenmark als freie Faserenden (ffe= free fiber endings). Einige afferente Neurone haben dickere Nervenfasern (ldN= large diameter Neurons). Ihre Fasern enden im Periost als abgekapselte Endkörperchen (Ee=Encapsulated endings). Sie exprimieren eine Kombination von Markern, die charakteristisch für afferente nozizeptive Neurone sind.

Abb.8: Rechts: Unruhige Osteolysezone unter der Schaftspitze mit reaktiver Hyperkortikalisierung (Pfeile). Ventraler Dauerschmerz des Femurs bei noch fester proximaler Schaftverankerung. Links Normalbefund.

Abb.9: Schematische Darstellung des nicht harmonischen Deformationsverhaltens eines Röhrenknochens distal einer proximalen Femoraussteifung mit einem zementierten Schaft. Links: unbelasteter Zustand. Rechts: Belastung mit Spannungsspitzen bei der Biegung in der Frontalebene. (*Zeichnung A. Schreiber*)

Abb.10: Einseitige Kompaktahypertrophie in Höhe der Spannungsspitze am distalen Prothesenende mit medioventralen Belastungsschmerzen des Femurs. Der zementierte Schaft sitzt fest. Der distale Zementpfropf ist fragmentiert. Beginnende Dezentrierung des Hüftkopfes mit Abrieb des Polyethyleninlays.

Abb.11: Eine zementfreie GHE-Prothese® Spongiosa Metal II (Firma ESKA) mit proximaler Tripodenbeschichtung und distal glattem Schaft. Der Schaft ist nach lateral gewandert. Tripoden haben sich gelöst (Pfeil). Der Schaft wurde sekundär knöchern integriert. Der Kreis markiert die Irritationszone des später aufgetretenen anterolateralen Femurschmerzes.

Abb.12: Schematische Darstellung der Biege- und Rotationskräfte beim Aufstehen vom Stuhl. (*Zeichnung A. Schreiber*)

Abb.13 a-d.: Schematische Darstellung der von McTighe et al. 2013 in der Joint Implant Surgery&Research Foundation (JISRF) eingeführten 4 knöchernen Anbindungsregionen zementfreier Hüftschaften. (*Zeichnung A. Schreiber*)

Abb.14: Silent Ultrakurzschafte mit polierter Schaftspitze. Röntgenbild 6 Jahre nach Implantation. JISRF-Klasse 2

Abb.15: Der zementfreie Hüftschaft Furlong bindet in seiner Gesamtlänge unter Einbeziehung der Schaftspitze an den Knochen in der Meta- und Diaphyse an. Röntgenbild 5 Jahre nach Implantation. JISRF -Klasse 4

Abb.16: Der zementfreie metallspöngiöse Hüftschaft GHE mit Spongiosa Metal I® - Beschichtung bindet im gesamten meta-diaphysären Bereich an. JISRF-Klasse 4

Abb.17: Der konventionelle Trilock-BPS®-Kurzschafte ist messerblattartig verdünnt. Er ist proximal beschichtet und bindet knöchern nur in der Metaphyse an. Die distale Hälfte des Schaftes ist als nicht osteointegrative glatt polierte Oberfläche gestaltet und hat die

Funktion eines Führungselementes während der Schaftimplantation. Röntgenbild eines Trilock-Schaftes 2 Jahre postop. JISFR-Klasse 3

Abb.18: Furlong HAC® -Hüftschaft mit Kragen, typischem Kalibersprung in Schaftmitte und einem zylindrischen diaphysären Schaftanteil ohne Verjüngung nach distal.

Abb.19: Deutliche, zirkumferente Knochenverdichtung im Bereich des Kalibersprunges des Furlong HAC® Schaftes.

Abb.20: Fraktur nach Sturz mit intraoperativem Nachweis der an der Prothesenspitze abgerissenen Beschichtung aus Hydroxylapatit (Pfeile). Die Schichthaftung am Knochen war in diesem Fall höher als die Haftung des Hydroxylapatits am Titanprothesenkörper.

Abb.21: Der schwammartig gegossene Spongiosametallblock aus Chrom-Kobalt-Molybdän hat eine variable Porengröße von 800-1500 µm und eine Porosität von etwa 60 %. Die Poren bilden ein interkonnektierendes System bis zu 3 mm Tiefe. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.22: Im Schaftquerschnitt ist erkennbar, dass das gegossene Hüftschaftimplantat „Spongiosa Metal I® aus einem soliden Kernschaft mit einer aus einem Guss hergestellten spongiösen Oberflächenummantelung besteht. Die Beschichtung ist offenporig mit interkonnektierenden Porenkanälen.

Abb.23: Der Spongiosa Metal I® -Schaft passt sich den intrafemorale anatomischen Schaftes an. Er ist rotationsstabiler als ein Rundschaft. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.24: Der starre Schaftkern verjüngt sich kontinuierlich zur Schaftspitze hin mit der Folge eines Abfalles des hohen E-Moduls bis zum schafffreien Femurabschnitt hin. Die metallspongiöse Schichtdicke bleibt in allen Regionen gleich. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.25: Der distale Schaftanteil liegt der diaphysären subkortikalen Spongiosa an, ohne zu stark zu verklemmen. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.26: Die polierte Schaftspitze (weißer Kreis) ist von der Beschichtung dicht ummantelt. Ein Kontakt der polierten Fläche mit der Endokortikalis ist nicht möglich. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.27: Der schmale Schaft ist ähnlich einer Messerklinge geformt. Der proximale Schaftanteil ist beschichtet. Der distale Schaftanteil ist glatt poliert. Er ist das Führungselement während des Eindringens des Implantates und wächst nicht knöchern ein. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.28: Der schmalgradige Schaft ist knochensparend und erhält die ventrale und dorsale Spongiosa. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.29: Die Titanbeschichtung mit einer Gription-Schichtdicke von bis zu 1 mm ist sehr auftragend gestaltet. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.30: Das mit der Raspel vorbereitete Schaftlager zeigt nach Umlenken der Raspel einen Substanzdefekt nach dorsal (weißer Pfeil und weiße Randmarkierung). *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.31: Der fest impaktierte Tri-Lock-Schaft ist im calcarnahen Bereich nicht von Knochen bedeckt. Das "Stem sitting proud" wird nicht vollständig erreicht. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.32: Links: Der drehsymmetrische Konusschaft Silent® Rechts: Die Prothesengröße unterscheidet sich deutlich von einem konventionellen zementfreien Standardschaft. *(Aufnahme A. Schreiber)*

Abb.33: Darstellung der konischen Verklebung des Implantates im Kunststoffblock. Das Probeimplantat (oben) sitzt vollfüllig im aufgefrästen Knochenlager. Das Originalimplantat (unten) trägt mit seiner Beschichtung mehr auf und verklebt früher. Rechts: Röntgenbild intraoperativ. Der Schaft zeigt regelhaft einen Überstand zur Resektionsebene des Schenkelhalses. Zwischen der rundlichen Prothesenspitze und dem gefrästen Knochenlager entsteht ein Hohlraum („gap“).

Abb.34: Links: Im intraoperativen Röntgenbild ist die rundlich aufgefräste, knochenfreie Zone („Gap) erkennbar. Mitte: Der „gap“ wird 12 Wochen postoperativ knochendichter. Rechts: Der knöcherne Defekt ist nach 12 Monaten wieder knöchern aufgebaut.

Abb.35: Dynamische fluoroskopische Lagekontrolle in allen Ebenen mit achsparalleler Einstellung des ersten Bohrkanales zum Schenkelhals mit Metallstiftmarkierung.

Abb.36: Das empfohlene Zielgerät zur Bestimmung der Achsenlage erfordert einen großen Zugang. Die Montage ist mit einem minimalinvasiven Zugang nicht durchführbar.

Die erforderlichen Schrauben zur Fixation irritieren das Periost und den Sehnenansatz am Trochanter.

Abb.37: Das Durchschnittsalter der Patienten bei der Primärimplantation einer Furlong HAC®-Hüftschaffprothese betrug 60,11 Jahre.

Abb.38: Die Nachbeobachtungszeit von 0,4 bis zu 5,4 Jahren konnte alle frühen Schmerzsymptome sowie etwaige Auffälligkeiten der knöchernen Integration erfassen.

Abb.39: Der Score von Merle d'Aubigné und Postel zeigt in 3 Fällen mit 5, 9 und 10 Punkten ein Prothesenversagen an. 5 Patienten erlangten die maximal erreichbare Punktzahl von 18 Punkten.

Abb.40: Entwicklung einer leichten Calcarresorption unterhalb des Prothesenkragens (1), einer zirkulären Knochenverdichtung am Kontursprung des Schaftes (2) und einer Sockelbildung an der Prothesenspitze (3) (Kreismarkierung).

Abb.41: Entwicklung einer endokortikalen, trabekulär gestalteten Knochenverdichtung in Höhe des Kontursprunges des Schaftes als Ausdruck der verstärkten Krafteinleitung in diesem Areal. Die benachbarte Compacta unterliegt keiner Hyperkortikalisierung.

Abb.42: Symmetrischer, knöcherner Sockel um die beschichtete, kuppelförmige Spitze des Furlong HAC®-Schaftes ohne „radiolucent line“ zwischen Knochensockel und Implantat (Pfeile). Die Femurkompakta ist in diesem Bereich völlig unauffällig.

Abb.43: Die Schaftbeschichtung aus Hydroxylapatit hat sich in Anwesenheit des abakteriellen, entzündlichen Ergusses nahe am Kragen zirkulär abgelöst (Pfeil). Vermutlich hatte der Schaft bereits bei der Primärimplantation dort keinen Knochenkontakt.

Abb.44: Auflösung der Hydroxyapatitbeschichtung nach fulminanten Staphylokokkeninfekt mit erheblicher bakterieller Ergussbildung. Die erhaltene Restbeschichtung zeigte keine knöchernen Anwuchs mehr.

Abb.45: 4 Jahre nach Implantation eines Furlong HAC®-Schaftes und eines vermutlich seit 6 Monate bestehenden low grade Infektes durch Enterokokken hat sich die Beschichtung am Titanschaft nahezu vollständig aufgelöst. Kleinere Reste der Beschichtung sind in der Nähe des lateralen Flügels noch zu erkennen (weiße Pfeile).

Abb.46: Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Primärimplantation einer zementfreien Hüftprothese mit spongiösem Metallschaft wegen degenerativer Koxarthrose.

Abb.47: Beschwerdefreies Intervall zwischen Primärimplantation und Revisionseingriff

Abb.48: Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der erforderlichen Revisionsoperation betrug 71,34 Jahre.

Abb.49: Abriebinduzierte proximale und zirkumferente Femurosteolyse bei einem Azetabulumschaden Paprosky IIc. Restanbindung des distalen Schaftanteiles mit Hyperkortikalisierung des lateralen Femurs.

Abb.50 a: Auflösung des Inlays mit Dezentrierung des metallenen Hüftkopfes und einem Azetabulumschaden Paprosky I. Radiologisch typischer Befund des festsitzenden Schaftes mit metallspongiöser Oberfläche. Proximal vermehrte Strahlentransparenz mit Atrophie des Calcars (Kreis). Symmetrische Sockelbildung im Markraum an der Schaftspitze (Pfeile).

Abb.50 b: Rasch entwickelter,kräftiger Sklerosesaum um den gesamten Schaft (Pfeile). Im diaphysären Schaftanteil ist dieser Saum deutlicher sichtbar als im proximalen spongiösen Lager.

Abb.50 c: Infiziertes Implantat mit osteolytischer Auflösung des Knochens am Interface und teils bindegewebiger Ummantelung einhergehend mit einem erheblichen ventralen Femurschmerz

Abb.51 a: Destruktion des Inlays mit Paprosky II c-Schaden am Azetabulum. Eine Auffälligkeit der metallspongiösen Schaftstruktur war vor der Revisionsoperation der Hüftpfanne trotz erheblicher femoraler Begleitosteolysen (Kreise) nicht zu erkennen. Die distale Hälfte des Schaftes schien radiologisch knöchern fest integriert.

Abb.51 b: Unauffällige Pfannenaufbauplastik mit Nachweis eines Schaftbruchs (Pfeile) ein Jahr nach der Pfannenaufbauplastik. Die femoralen Begleitosteolysen haben im Verlaufe eines Jahres leicht zugenommen.

Abb.51 c: Die unmittelbar nach der notfallmäßigen Aufnahme durchgeführte Röntgenaufnahme zeigt einen dislozierten und in die Varusstellung abgeknickten proximalen Schaftanteil.

Abb.51 d: Das Explantat zeigt eine völlig entknöcherte Oberfläche in der proximalen Schaftälfte. Konusanbohrungen zum Anbringen eines Explantatausschlägers bei fibröser Fixation des gebrochenen Schaftes(Pfeil).

Abb.52 a: Ehemals tiefe Resektion des Schenkelhalses mit Einbringen eines schmalen Schaftes bei Coxa vara und Mineralisationstyp Dorr A. 1,5 Jahre zuvor Inlay-Erneuerung mit der double socket Technik. Ermüdungsbruch (Pfeile) nach 10 Jahren Standzeit. Die ovaläre Markierung zeigt die erhöhte Strahlentransparenz der subtrochantären Region als Folge eines proximalen stress shieldings.

Abb.52 b: Der Knochen im proximalen Schaftanteil atrophierte und wurde durch Bindegewebe ersetzt (links). Der Kernschaft aus Chrom-Kobalt-Molybdän war im distalen Anteil zu dünn und hielt der Dauerschwingbelastung nicht stand. Die Schaftspitze war knöchern fest integriert (rechts).

Abb. 52 c: Eine seitliche Berührung der glatten Schaftspitze mit der inneren Kortikalis wird durch die weit nach distal geführte Beschichtung verhindert (Kreis).Der Knochen an der gegenüberliegenden Seite der Schaftspitze wurde bei der Explantation ausgebrochen.

Abb.53: Die bis zur abgeplatteten Schaftspitze reichende Ummantelung der Beschichtung (Fallnr.28) schirmt die nicht osseointegrative, glatte Schaftspitze vor Relativbewegungen im Knochen ab. Der Knochen umwächst die Schaftspitze und schließt das Schaftende mit ein (Fallnr.37).

Abb.54: 190 Patienten mit unauffälligem Verlauf zeigten eine Schaftsinterung bis zur endgültigen Setzung von 1,92 mm (0-35 mm).

Abb.55: 17 Fälle eines ventralen Femurschmerzes wiesen eine Schaftsinterung bis zur Setzung von durchschnittlich 2,24 mm auf.

Abb.56 a,b: Weiblich, 76 Jahre mit ventralem Femurschmerz. a: Nachweis des Schaftspitzenkontaktes mit der Endokortikalis des Femurs bei leichter Außendrehung des Oberschenkels. b: klassisches Anreicherungsmuster des Femurs mit „hot spot“ an der Prothesenspitze 6 Monate postop.

Abb.57 a,b: Pat. Männlich, 73 Jahre. Ventraler Femurschmerz. Radiologischer Nachweis des endokortikalen Kontaktes der Schaftspitze unter dynamischer Durchleuchtung in verschiedenen Drehebene.n.a: ca 90° Außendrehung. b: ca. 100° Überdrehung.

Abb.58 a,b,c: Weiblich, 56 Jahre mit ventralem Femurschmerz über 17 Monate
 a: Die Lauensteinaufnahme zeigt eine Lysezone an der Schaftspitze. b: vergrößerter Ausschnitt mit Lysezone (Kreis) und endokortikalem Knochenumbau (Pfeile) c: Computertomographischer Schnitt in Höhe der Schaftspitze mit Lysezone und endokortikaler Reaktion in Höhe der Schaftspitze (Pfeile)

Abb.59 a,b,c: a: Männlich, 68 Jahre mit ausgeprägter Coxa vara und elongiertem Schenkelhals. b: ventraler Femurschmerz nach Implantation eines „high offset“ Trilockschaftes in beabsichtigter Varusstellung zur Wiederherstellung der anatomischen Hüftgeometrie. Der Kreis markiert die unmittelbar postoperative Schaftposition zum Trochanter major. c: 6 mm-Setzung des Schaftes in leichter Inklination und Stabilisierung. Endokortikaler Kontakt der lateralen, polierten Schaftspitze und Selbstheilung des ventralen Femurschmerzes nach 22 Monaten.

Abb.60 a,b: Weiblich, 46 Jahre. Coxa vara. Ventraler Femurschmerz nach Trilock-Schaftimplantation mit a: zunächst gerade Schaftposition unmittelbar postoperativ. b: lateral umschriebener Hyperkortikalisierung und Anlegen des glatten Schaftendes gegen die Endokortikalis. Schmerzfreiheit nach 16 Monaten.

Abb.61: Weiblich, 70 Jahre. a: Hüfttyp Dorr B/C als Übergangstyp mit Markraumweite und Demineralisation. b: großdimensionierter Trilockschaft zur suffizienten mediolateralen Verklemmung. c: 3 mm Einsintern des Schaftes bis zur stabilen Setzung 3 Monate postop. d: Schematische Darstellung der problematischen mediolateralen Schaftverklemmung mit ventralem Femurschmerz über 14 Monate.

Abb.62: In den 17 gesicherten Fällen eines ventralen Femurschmerzes betrug die Selbstheilungsdauer durchschnittlich 11,65 Monate (6-20 Monate).

Abb.63: Männlich, 63 Jahre. a: Belastungsschmerz mit periartikulärer und proximal femoraler Schmerzprojektion bei steil stehender Pfanne und radiologisch unauffälligem Trilock-Schaft. b: Zustand nach Pfannenwechsel mit danach rückläufigen Beschwerden

c: Antiluxationsinlay bei fehlender Beckenkipfung nach langstreckiger tieflumbaler Spondylodese.

Abb.64: Männlich, 72 Jahre. a: 18 Monate postoperativ Darstellung einer ausgeprägten radiolucent line an der Lateralseite des proximal beschichteten Schaftes mit Infektnachweis. b: Z.n. einzeitigem Schaftwechsel auf einen zementfreien S-Rom -Schaft mit Ausheilung 6 Monate postop.

Abb.65: Männlich, 57 Jahre. a: 19 Monate postoperativ erster radiologischer Nachweis einer medio-lateralen Aufhellungslinie im Trochanterbezirk mit ventralem Femurschmerz bei einer Schaftsetzung von 6 mm. b: 18 Monate nach Schaft- und Inlaywechsel Abnahme der Beschwerden.

Abb.66: a: Postoperativer Ausgangsbefund. b: 2 Monate postoperativ 5 mm Sinterung c: 6 Monate postoperativ 7 mm Sinterung. d: Schaftwechsel bei aseptischer Schaftlockerung.

Abb.67: 62-jährige Frau mit seit 16 Wochen postoperativ bestehendem ventralen Femurschmerz. Radiologisch nachweisbar ist eine Knochenreaktion mit Beteiligung des endostalen Markraumes, einer kompaktären Verdickung und Aufwulstung und einer feinsäumigen Periostreaktion. Unten: Ausschnitt mit Vergrößerung. Klinische Beschwerdefreiheit nach 26 Monaten.

Abb.68: 64-jähriger Patient mit einem hartnäckigen ventrolateralen Femurschmerz. Die großvolumige Prothese füllt den Schenkelhals aus. Die kuppelförmige, polierte Schaftspitze berührt das Endost und die innere Kompakta.

Abb.69: Nach der Setzung mit knöchernem Einwuchs des Schaftes kommt es an der polierten Schaftspitze, an der keine Osseointegration stattfinden kann, zu belastungsabhängigen anterolateralen Femurschmerzen mit knöcherner Reaktion von Endost, Kompakta und Periost. Völlige Beschwerdefreiheit erst nach 72 Monaten postoperativ.

Abb.70: Oben: Initialstadium einer Frühlockerung mit radiologischem Nachweis einer Lysezzone, die sich zunächst am proximalen Schaft als zirkuläre „radiolucent line“ zu erkennen gibt. Unten: Vergrößerungsausschnitt.

Abb.71: Zunehmende varisierende Fehlstellung des Schaftes mit deutlich erkennbarem Spalt zwischen dem Schaft und dem ehemaligen Knochenlager.

Abb.72: Der Silent-Schaft disloziert in eine varische Fehlstellung. Der Calcar bricht aus.

Abb.73: Intraoperativer Nachweis eines frakturierten und gespaltenen Calcars

Abb.74: Inselartige und isoliert auf die vordere Intertrochantärregion begrenzte ektote Ossifikationen mit Periostbeteiligung bei 2 Patienten.

Abb.75: Nach 2 Jahren ist die ventral vor der Intertrochantärregion gelegene Ossifikation mit distaler Verbindung zum Periost ausgereift (Pfeile). Sie ist nun symptomlos.

7. Literaturverzeichnis

Agathangelidis F, Boutsiadis A, Petsatodis G. Pedestal sign in cementless total hip replacement. *Hippokratia* 2014 Oct-Dec; 18: 378

Aldinger PR, Jung AW, Breusch SJ, Ewerbeck V, Parsch D. Survival of the cementless Spotorno stem in the second decade. *Clin Orthop Relat Res* 2009 Sep; 467: 2297-2304

Aldinger PR, Jung AW, Pritsch M, Breusch S, Thomsen M, Ewerbeck V, Parsch D. Uncemented grit-blasted straight tapered titanium stems in patients younger than fifty-five years of age. Fifteen to twenty-year results. *J Bone Joint Surg Am* 2009 Jun; 91: 1432-1439

Amendola RL, Goetz DD, Liu SS, Callaghan JJ. Two- to 4-Year Followup of a Short Stem THA Construct: Excellent Fixation, Thigh Pain a Concern. *Clin Orthop Relat Res* 2017; 475: 375-383

Anthony PP, Gie GA, Howie CR, Ling RSM. Localised endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg (Br)* 1990; 72: 971–979

Archiebeck MJ, Berger RA, Jacobs JJ et al. Second-generation cementless total hip arthroplasty eight to eleven year results. *J Bone Joint Surg* 1983; 11-A: 1666–1673

Aso K, Ikeuchi M, Izumi M, Sugimura N, Kato T, Ushida T et al. Nociceptive phenotype of dorsal root ganglia neurons innervating the subchondral bone in rat knee joints. *Eur J Pain* 2014; 18: 174–181

Axhausen G. Histologische Untersuchungen über Knochentransplantation am Menschen. *Dtsch Zeitschr Chir* 1908; 91: 389-428

Babisch J. Kurzschaftprothesen - ein neuer Trend in der Hüftendoprothetik. Orthopädie im Profil 2011; 7: 6-8

Baert IAC, Lluch E, Van Glabbeek F, Nuyts R, Rufai S, Tuynman J, Struyf F, Meeus M. Short stem total hip arthroplasty: Potential explanations for persistent post-surgical thigh pain. Med Hypotheses 2017 Sep; 107: 45-50

Baltopoulos P, Tsintzos C, Papadakou E, Karagounis P, Tsironi M. Hydroxyapatite-coated total hip arthroplasty: the impact on thigh pain and arthroplasty survival. Acta Orthop Belg 2008; 74: 323–33

Band R, Pelker RR, Shine JJ, Bradburn HB, Margolis R. The PCA Hip Prosthesis: A Clinical Followup and X-Ray Analysis of 65 Cases presented at the 56th annual meeting. American Academy of Orthopaedic Surgeon. Las Vegas: 1989

Barrack RL, Jasty M, Bragdon C, Haire T, Harris WH. Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. J Bone Joint Surg Br 1992; 74: 507–510

Barrack RL, Paprosky W, Butler RA, Palafox A, Szuszczewicz E, Myers L. Patients' perception of pain after total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2000; 15: 590–596

Barrack RL. Early failure of modern cemented stems. J Arthroplasty 2000; 15: 1036–1050

Bergmann G. In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Habilitationsschrift. Berlin: Koster, 1997

Bishop NE, Burton A, Maheson M, Morlock MM. Biomechanics of short hip endoprotheses-the risk of bone failure increases with decreasing implant size. Clin Biomech 2010; 25: 666-674

Bjurholm A, Kreicbergs A, Brodin E, Schultzberg M. Substance P- and CGRP-immunoreactive nerves in bone. *Peptides* 9 1988: 165–171

Bobyn JD, Pillar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The Optimum Pore Size for the Fixation of Porous Surfaced Metal Implants by the Ingrowth of Bone. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Bd. 150. New York: Springer, 1980

Bourne RB, Rorabeck CH, Ghazal ME, Lee MH. Pain in the thigh following total hip replacement with a porous-coated anatomic prosthesis for osteoarthritis. A five-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: 1464–1470

Brooker AF, et al. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification, *J Bone Joint Surg Am* 1973 Dec; 55: 1629-32

Brown TE, Larson B, Shen F, Moskal JT. Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2002; 10: 385–392

Buchmann P. Behandlung knöcherner Ellenbogengelenksankylosen mittels Überpflanzung von ganzen Gelenken. *Zbl Chir* 1908; 35: 582

Burgkart R, Glisson R. Spannungsverteilung und Primärstabilität bei vollstrukturierten versus teilstrukturierten Femurkomponenten. In: Gradinger R, Gollwitzer H, Hrgs. *Ossäre Integration*. Heidelberg: Springer, 2006; 126-131

Burt CF, Garvin KL, Otterberg ET, Jardon OM. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A Study of the Tri-Lock component with an average ten year duration of follow-up. *J Bone Joint Surg* 1998; 80-A: 952-960

Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The Uncemented Porous-Coated Anatomic Total Hip Prosthesis. *J Bone J Surg Am* 1988; Vol. 70-A: 337-346

Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Warth LC, Chung YY. Improved results using extensively coated THA stems at minimum 5-year followup. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 453: 91–96

Cameron HU, Trick L, Shepherd B, Turnbull A, Noiles D, McTighe T. An international Multi-Center study on thigh pain in total hip replacements. Louisiana: AAOS meeting, 1990

Campbell AC, Rorabeck CH, Bourne RB, Chess D, Nott L. Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 74: 63–66

Carter DR, Schwab GH, Spengler DM. Tensile Fracture of Cancellous Bone. *Acta Orthop Scand* 1980; 51: 733-741

Carter DR, Spengler DM. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop Relat Res* 1978; 135: 192-217

Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1961; 1: 1129–1132
Chen WL, Zhang L, Huang YJ, Cai CY, Lin RX, Yang GJ. Clinical apprehension on application of Tri-lock BPS total hip arthroplasty. *Zhongguo Gu Shang* 2014 Jan; 27: 58-61

Cho YJ, Chun YS, Rhyu KH, Baek JH, Liang H. Distal femoral cortical hypertrophy after hip arthroplasty using a cementless doubletapered femoral stem. *J Orthop Surg* 2016; 24: 317–22

Chung H, Chung SH. Correlation between anterior thigh pain and morphometric mismatch of femoral stem. *Yeungnam Univ J Med* 2020 Jan; 37: 40–46

Cinotti G, Della Rocca A, Sessa P, Ripani FR, Giannicola G. Thigh pain, subsidence and survival using a short cementless femoral stem with pure metaphyseal fixation at minimum 9-year follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013; 99: 30–36

Cooper RR, Milgram JW, Robinson RA. Morphology of the Osteon. *J Bone Surg Am* 1986; 48-A: 1239-1271

Copf F, Holz U. Knochen als dynamisches Prinzip. Neue hydrodynamische Aspekte zur Implantationschirurgie. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag 1994

Copf F. Der Kraftfluss im proximalen Femur ist geklärt. Vortrag zum 2. Bremer Bionik-Kongress. Hochschule Bremen: 2004a

Copf F. Workshop zur Krafteinleitung und bionische Endoprothese. In: *Bionic* 2004b; 11–42

Cowin SC. Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodeling Equilibrium. *J Biomech Eng* 1986; 108: 83-88

Crawford DA, Adams JB, Morris MJ, Berend KR, Lombardi AV. Distal femoral cortical hypertrophy not associated with thigh pain using a short stem femoral implant. *Hip Int* 2020; 1120700020913872

D'Aubigne RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1954; 36: 451-475

Del Piccolo N, Carubbi C, Mazzotta A, Sabbioni G, Filanti M, Stagni C, et al. Return to sports activity with short stems or standard stems in total hip arthroplasty in patients less than 50 years old. *Hip Int* 2016; 26 Suppl 1: 48–51

Deutschländer K. Über Kniegelenksplastik. Verh Dtsch Ges Orthop Chir 1912; 11: 381

Domb B, Hostin E, Mont MA, Hungerford DS. Cortical strut grafting for enigmatic thigh pain following total hip arthroplasty. Orthopedics 2000; 23: 21–24

Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. Bone 1993; 14: 231-242

Ducheyne P, Qiu Q. Bioactive ceramics: the effect of surface reactivity on bone formation and bone cell function. Biomaterials 1999; 20: 2287-2303

Dufek P. Knocheneinwuchs in Metallimplantate mit spongiöser Struktur und Oberfläche – Tierexperimente und Analyse von Humanexplantaten. Habilitationsschrift, Medizinische Universität zu Lübeck, 1991

Duncan CP, Shim SSJ. Edouard Samson Address: the autonomic nerve supply of bone. An experimental study of the intraosseous adrenergic nervi vasorum in the rabbit. J Bone Joint Surg Br 1977; 59: 323–330

Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. In: Calcified tissue international, Band 57, Nummer 5. 1995: 344–358

Ellenrieder M, Bader R, Mittelmeier W. Komplikationen nach endoprothetischen Eingriffen. In: Krukemeyer M, Möellenhoff G, Hrsg. Endoprothetik. Berlin: Walter de Gruyter, 2009

Engh C A, Bobyn J D, Glassman A H. (1987)Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. Journal of Bone & Joint Surgery Br 1987; 69: 45-55

Engh C A, O'Connor D, Jasty M, MCGovern T F, Bobyn J D, Harris W H. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1992; 13–29

Engh CA, Bobyn JA, Gorki JM. Biological Fixation of a Modified Moore Prosthesis. *Orthopedics* 1984; 7: 285-298

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, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 1990; 257: 107–128

Engh CA, O'Connor D, Jasty M, MCGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin. Orthop Relat Res* 1992: 13–29

Evola FR, Evola G, Graceffa A, Sessa A, Pavone V, Costarella L, Sessa G, Avondo S. Performance of the CLS Spotorno uncemented stem in the third decade after implantation. *Bone Joint J* 2014 Apr; 96-B: 455-461

Evola FR, Evola G, Graceffa A, Sessa A, Pavone V, Costarella L, Sessa G, Avondo S. Performance of the CLS Spotorno uncemented stem in the third decade after implantation. *Bone Joint J* 2014 Apr; 96-B(4): 455-461

Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics* 2015; 38: 6-13

Ferguson RJ, Broomfield JA, Malak TT, Palmer AJ, Whitwell D, Kendrick B, et al. Primary stability of a short bone-conserving femoral stem: a two-year randomized controlled trial using radiostereometric analysis. *Bone Joint J* 2018; 100-B: 1148–1156

Ferguson RJ, Palmer AJ, Taylor A, Porter ML, Malchau H, Glyn-Jones S. Hip replacement. *Lancet*. 2018; 392: 1662–1671

Feyen H, Shimmin AJ. Is the length of the femoral component important in primary total hip replacement? *Bone Joint J* 2014; 96-B: 442–448

Freitag T, Hein MA, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2016; 136: 125–130

Furlong RJ, Osborn JF. Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg Br* 1991 Sep; 73: 741-745

Furusawa S. A neurophysiological study on the sensibility of the bone marrow. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1970; 44: 365–370

Fyhrie DP, Carter DR. A Unifying Principle Relating Stress to Trabecular Bone Morphology. *Orthop Res* 1986; 4: 304-317

Gajda M, Litwin JA, Adriaensen D, Timmermans JP, Cichocki T. Segmental distribution and morphometric features of primary sensory neurons projecting to the tibial periosteum in the rat. *Folia Histochem Cytobiol* 2004; 42: 95–99

Gerdesmeyer L, Al Muderis M, Gollwitzer H, Harrasser N, Stukenberg M, Clifford MA, Toepfer A. 19 years outcome after cementless total hip arthroplasty with spongy metal structured implants in patients younger than 65 years. *BMC Musculoskelet Disord* 2016; 17: 429–429

Gibson LJ, Ashby MF. Cellular solids – Structure and properties, 2nd edition. Cambridge University Press 1997

Gluck T. Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. Berl Klin Wschr 1890; 19: 421- 427

Götze C, Tschugunow A, Götze HG, Böttner F, Pötzl W, Gosheger G. Long-term results of the metal-cancellous cementless Lübeck total hip arthroplasty: a critical review at 12.8 years. Arch Orthop Trauma Surg 2006; 126: 28-35

Götze C, Tschugunow A, Wiegelmann F, Osada N, Götze HG, Böttner F. Long-term influence of the spongiosa metal surface prosthesis on the periprosthetic bone. A radiological and osteodensitometric analysis of implantation of the S& G (ESKA) hip prosthesis. Z Orthop Ihre Grenzgeb 2006 Mar-Apr; 144: 192-198

Grimberg A, Jansson V, Lützner J, Melsheimer O, Morlock M, Steinbrück A. EPRD Jahresbericht 2020: 18-24

Grimberg A, Jansson V, Lützner J, Melsheimer O, Morlock M, Steinbrück A. EPRD Jahresbericht 2020: 18

Gronblad M, Liesi P, Korkala O, Karaharju E, Polak J. Innervation of human bone periosteum by peptidergic nerves. Anat Rec 1984; 209: 297–299

Groves H. Some contributions to the reconstructive surgery of the Hip. British Journal of Surgery 1927; Vol. XIV: No 55

Guidance document for femoral stem prosthesis. Division of General and Restorative Devices, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Food and Drug Administration, August 1995; available at <http://www.fda.gov/cdrh/ode/187.pdf>(Zugriffsdatum:16.03.22)

Halder AM, Stiehler M, Günther KP. Historie und Epidemiologie. In: Claes, Kirchner, Perka, Rudert, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision. Berlin – Heidelberg: Springer, 2012: 3

Halder AM, Stiehler M, Günther KP. Historie und Epidemiologie. In: Claes, Kirchner, Perka, Rudert, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision. Berlin – Heidelberg: Springer, 2012: 7

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

Hayashi S, Hashimoto S, Matsumoto T, Takayama K, Niikura T, Kuroda R. Risk factors of thigh pain following total hip arthroplasty with short, tapered-wedge stem. Int Orthop 2020; 44: 2553–2558

Healy WL, Tilzey JF, Iorio R, Specht LM, Sharma S. Prospective, randomized comparison of cobalt-chrome and titanium trilock femoral stems. J Arthroplasty 2009 Sep; 24: 831-836

Hedley AK, Gruen TAW, Borden LS, Hungerford DS, Habermalm E. Two-Year Followup of the PCA oncemented Total Hip Replacement in The Hip. 1986: 225-250

Henssge EJ, Grundei H, Etspüler R, Köller W, Fink K. Anatomically adapted endoprosthesis of the proximal end of the femur. Z Orthop 1985; 123: 821–828

Henssge EJ, Grundei H, Etspüler R, Köller W, Fink K. Die anatomisch angepasste Endoprothese des proximalen Femurs. Z Orthop 1985; 123: 821-828

Henßge EJ. Gegossene spongiös-metallische Implantate. Focus MHL 1985; 4: 1–8

Hill EL, Elde R. Calcitonin gene-related peptide-immunoreactive nerve fibers in mandibular periosteum of rat: evidence for primary afferent origin. *Neurosci Lett* 1988; 85: 172–178

Hirao M, Miyatake K, Koga D, Takada R, Koyano G, Okawa A, et al. Comparison of 5-year postoperative results between standard-length stems and short stems in one-stage bilateral total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2021; 31: 743–753

Hoberg M, Holzapfel BM, Rudert M. Painful hip arthroplasty: a diagnostic algorithm. *Orthopade* 2011; 40: 474–480

Hohmann EL, Elde RP, Rysavy JA, Einzig S, Gebhard RL. Innervation of periosteum and bone by sympathetic vasoactive intestinal peptide-containing nerve fibers. *Science* 1986; 232: 868–871

Horwood NJ, Nam D, Greco NJ, Lombardi AV Jr, Clohisy JC, Lawrie CM, Berend KR. Reduced Thigh Pain with Short Femoral Stem Design Following Direct Anterior Primary Total Hip Arthroplasty. *Surg Technol Int* 2019 May 15; 34: 437-444

Hua J, Walker PS. A comparison of cortical strain after cemented and press-fit proximal and distal femoral replacement. *J Orthop Res* 1992 Sep; 10: 739-744

Huiskes R, Chao EYS. A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade. *Biomech* 1983; 16: 385-409

Huiskes R, Vroeman W. A Standardized Finite Element Model for Routine Comparative Evaluations of Femoral Hip Prostheses. *Trans. Annual Meet Orthop Res Soc* 1985; 10: 98

Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ: Adaptive Bone-Remodelling Theory applied to Prosthetic-Design Analysis. *Journal of Biomechanics* 1987; 20 1135-1150

Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Slooff TJ. Adaptive Bone-Remodelling Theory applied to Prosthetic-Design Analysis. *Journal of Biomechanics* 1987; 20

Huiskes R. Biomechanics of Bone-Implant Interactions. In: Schmid-Schönbein GW et al, Hrsg. *Frontiers in Biomechanics*. Springer 1986; 18: 245-262

Hulbert S, Young F, Mathews R, Klawitter J, Talbert C, Stelling F. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. In: *Journal of Biomedical Material Research*, Bd. 4. Weinheim: Wiley-VCH, 1970

Ivanusic JJ, Sahai V, Mahns DA. The cortical representation of sensory inputs arising from bone. *Brain Res* 2009; 1269: 47–53
J Bone Joint Surg 1948 Feb; 30-B: 59-75

Jakim I, Barlin C, Sweet MB: Radiological signs of loosening of the femoral stem in cementless total hip arthroplasty. *S Afr J Surg* 1989 Jul; 27: 78-83

Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, Harris WH. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. *J. Bone Joint Surg Am* 1997; 79: 707–714

Jerosch J, Neuhäuser C, Sokkar S. Iliopsoas Impingement nach Hüftendoprothese. *Orthopädische Praxis* 2011; 47: 451–459

Jerosch J. Ist kürzer wirklich besser? Philosophie der Kurzschaftendoprothesen. *Orthopäde* 2011; 40: 1075-1083

Jerosch J. Kurzschaft ist nicht gleich Kurzschaft – Eine Klassifikation der Kurzschaftprothesen. OUP 2012; 1: 304–312

Jo WL, Lee YK, Ha YC, Park MS, Lyu SH, Koo KH. Frequency, developing time, intensity, duration, and functional score of thigh pain after cementless total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2016; 31: 1279–1282

Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg Br 1950; 32-B: 166-173

Kallabis M, Gombert G, Betz A. Der MERION-Huftschaft. Produkt Präsentation. Merioplant Medical GmbH. Dietmannsried: 2003

Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. Biomaterials 2005; 27: 5474-5491

Karrholm J, Borssen B, Lowenhielm G, Snorrason F. Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4–7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. J Bone Joint Surg Br 1994; 76: 912–917

Khanuja HS, Banerjee S, Jain D, Pivec R, Mont MA. Short bone-conserving stems in cementless hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2014; 96: 1742–1752

Kim CH, Lee SJ, Aditya K, Kim HY, Yoon KS, Yoon PW. J Incidence of a stem sitting proud of a proximally coated cementless tapered wedge stem. Orthop Translat 2019 Mar 6; 19: 118-125

Kim YH, Choi Y, Kim JS. Comparison of bone mineral density changes around short, metaphyseal-fitting, and conventional cementless anatomical femoral components. J Arthroplasty 2011; 26: 931–940

Kim YH, Park JW, Kim JS. Ultrashort versus Conventional Anatomic Cementless Femoral Stems in the Same Patients Younger Than 55 Years. *Clin Orthop Relat Res* 2016; 474: 2008-2017

Kinov P, Radl R, Zacherl M, Leithner A, Windhager R. Correlation between thigh pain and radiological findings with a proximally porous-coated stem. *Acta Orthop Belg* 2007; 73: 618–624

Kishida Y, Sugano N, Ohzono K, Sakai T, Nishii T, Yoshikawa H. Stem fracture of the cementless spongy metal Lubeck hip prosthesis. *J Arthroplasty* 2002; 17: 1021–1027

Klein LJ, Puretic G, Mohaddes M, Kärrholm J. Similar clinical results and early subsidence between the Collum Femoris Preserving and the Corail stem: a randomized radiostereometric study of 77 hips with 2 years' follow-up. *Acta Orthop* 2019 Jun; 90: 202-208

Koeneman JB, Hanse TM. The Effect of Elastic Modulus, Geometry and Interface Conditions on Bone Stress Around Implant. *Biomechanics Conference, Am Soc Mech Eng Appl Mech Dir* 1991; 120: 117-120

Kronick JL, Barba ML, Paprosky WG. Extensively coated femoral components in young patients. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 344: 263–274

Krüger M, Henßge EJ, Sellin D. Gegossene spongiösmetallische Implantate im Tierversuch. *Z Orthop Unfall* 1985; 123: 962-965

Kuhn KD. Bone cements: Up-to-date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials. Berlin: Springer, 2000: 236-237

Kuiper JH, Huiskes R. Mathematical optimization of elastic properties: application to cementless hip stem design. *J Biomech Eng* 1997; 119(2): 166-174

Kumar GS, George SP. Optimization of custom cementless stem using finite element analysis and elastic modulus distribution for reducing stress-shielding effect. *Proc Inst Mech Eng H* 2017; 231: 149-159

Kummer B. Funktioneller Bau und Funktionelle Anpassung des Knochens. *Anat Anz* 1962; 111: 261-293

Iagulli ND, Mallory TH, Berend KR et al. A simple and accurate method for determining leg length in primary total hip arthroplasty. *Am J Orthop* 2006; 35: 455–457

Lavernia C, D'apuzzo M, Hernandez VH, Lee DJ. Patient-perceived outcomes in thigh pain after primary arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2005; 441: 268–273

Leiss F, Götz JS, Meyer M, Maderbacher G, Reinhard J, Parik L, Grifka J, Greimel F. Differences in femoral component subsidence rate after THA using an uncemented collarless femoral stem: full weight-bearing with an enhanced recovery rehabilitation versus partial weight-bearing. *Arch Orthop Trauma Surg* 2022 Apr; 142: 673-680

Leiwering B. Die aseptische Lockerung von MUTARS-Tumorendoprothesen. Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Medizinische Fakultät, Dissertation 2009

Lenze F, Scheele C, Kösters P, Gerdesmeyer L, Lasic I, Pohlig F, Mühlhofer H, Lenze U, von Eisenhart Rothe R, Harrasser N. A 30-Year Single-center Experience of Cementless Total Hip Arthroplasty With Spongy Metal Structured Implants: A Follow-up of a Previous Report. *In Vivo* 2019; 33: 833–838

Lexer E. Substitution of whole or half joints from freshly amputated extremities by free plastic operations. *Surgery, Gynecology and Obstetrics* 1908; 6: 601-607

Lim JY, Park HJ, Lee YK, Ha YC, Koo KH. Comparison of bone preservation in elderly patients with femoral neck fracture after bipolar hemiarthroplasty using shorter femoral stem and standard femoral stem. *Indian J Orthop* 2020; 54: 868–878

Löhr JF, Katzer A. Die aseptische Hüftendoprothesenlockerung. In: Meyer R P, Gächter A, Kappeler U, Hrsg. *Hüftchirurgie in der Praxis*. Heidelberg: Springer, 2005

Loppini M, Grappiolo G. Uncemented short stems in primary total hip arthroplasty: the state of the art. *EFORT Open Rev.* 2018; 3: 149–159

Lord G, Bancel P. The madreporic cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1983; 176: 67–76

Mach DB, Rogers SD, Sabino MC, Luger NM, Schwei MJ, Pomonis JD et al. Origins of skeletal pain: sensory and sympathetic innervation of the mouse femur. *Neuroscience* 2002; 113: 155–166

Maheson M, Honl M, Sullivan J, Kurth A, Pace N, Piriou P, Verheul R, Waller C. The Silent™ Hip A new solution in primary total hip arthroplasty. Short to midterm results from two clinical studies across eight centres. BOA Poster, 2009

Martin JW. *Concise Encyclopedia of the Mechanical Properties of Materials*. Elsevier Science 2007

Matsui M, Nakata K, Masuhara K, Ohzono K, Sugano N, Ochi T. The metal-cancellous cementless lubeck total hip arthroplasty. Five-to-nine-year results. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80: 404–410

McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg [Br]* 1966; 48-B: 245 – 259

McKellop H, Ebramzadeh E, Niederer P G, Sarmiento A. Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. *J Orthop Res* 1991; 9: 297–305

McMinn DJW. Development of metal/metal hip resurfacing. *Hip Int* 2003 15; 13: 41-53

McMinn DJW. Development of metal-on-metal hip resurfacing. *Hip International* 13 2003; Suppl 2: 1–11

McTighe T, Stulberg SD, Keppler L, Keggi J, Kennon R, Brazil D, Aram T, McPherson E. Classification system for short stem uncemented total hip arthroplasty. *Bone Joint J BR* 2013; 93: 587-592

Milgram JW, Robinson RA. An Electron Microscopic Demonstration of Unmyelinated Nerves in the Haversian Canals of the Adult Dog. *Bull Johns Hopkins Hosp* 1965; 117: 163-173

Mittelmeier H. Keramikhüftgelenkprothesen mit zementfreier Verankerung (Autophor). In: Morscher E, Hrsg. Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen. Berlin – Heidelberg: Springer, 1983: 231-232

Moore AT. The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg A* 1957; 39: 811-827

Morrey BF, Adams RA, Kessler M A. Conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg B* 2000; 82-B: 952-958

Mulroy WF, Estok DM, Harris WH. Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. A fifteen-year- average follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1995; 77: 1845–1852

Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB. Cementless implant composition and femoral stress. A finite element analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 347:2 61–267

Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 1988; 235: 148-65

Oldenburg M, Muller RT. The frequency, prognosis and significance of nerve injuries in total hip arthroplasty. *Int Orthop* 1997; 21: 1–3

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

Osborne JF. Die physiologische Integration von Hydroxylapatitkeramik in das Knochengewebe. Berlin-Heidelberg: Springer 1985; Hefte zur Unfallheilkunde, Heft 174: 101-105

Pauwels F. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 1965

Pauwels F. Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. *Morph Jb* 1955; 95: 35–54

Pekkarinen J, Alho A, Puusa A, Paavilainen T. Recovery of sciatic nerve injuries in association with total hip arthroplasty in 27 patients. *J Arthroplasty* 1999; 14: 305–311

Peng L, Ma J, Zeng Y, Wu Y, Si H, Shen B. Clinical and radiological results of high offset tri-lock bone preservation stem in unilateral primary total hip arthroplasty at a minimum follow-up of 3 years. *J Orthop Surg Res* 2021 24; 16: 635-639

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

Plötz W, Gradinger R, Rechl H, Ascherl R, Wicke-Wittenius S, Hipp E. Cementless prosthesis of the hip joint with “spongy metal” surface. A prospective study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1992; 11: 102–109

Pluot E, Davis ET, Revell M, Davies AM, James SL. Hip arthroplasty. Part 2: normal and abnormal radiographic findings. *Clin Radiol* 2009 Oct; 64: 961-971

Pollard TC, Baker RP, Eastaugh-Waring SJ, Bannister GC. Treatment of the young active patient with osteoarthritis of the hip: a five- to seven-year comparison of hybrid total hip arthroplasty and metal-on-metal resurfacing. *J Bone Joint Surg [Br]* 2006; 88-B: 592–600

Pope MH, McKay RW, Absher RG. University of Vermont Department of Electrical Engineering. Burlington: 1973: 46-63

Pugh JW, Rose RM, Radin EL. Elastic and Viscoelectric Properties of Trabecular Bone: Dependence on Structure. *J Biomech* 1973; 6: 475-485

Pugh JW, Rose RM, Radin EL. A Possible Mechanism of Wolff's Law: Trabecular Microfractures. *Arch Int Physiol Biochim* 1973; 81: 27-40

Pugh JW, Rose RM. Mechanical Behavior of Cancellous Bone: A Finite Element Model. First New England Conference on Bioengineering 1973

Radke R, 2022: Anzahl von Hüftgelenksoperationen in ausgewählten OECD-Ländern bis 2019.

<https://de.statista.com/statistik/daten/studie/182669/umfrage/hueftgelenksoperationen-in-ausgewaehlten-oecd-laendern/>(Zugriffsdatum: 25.10.2022)

Rajaratnam SS, Jack C, Tavakkolizadeh A, George MD, Fletcher RJ, Hankins M, Shepperd JA. Long-term results of a hydroxyapatite-coated femoral component in total hip replacement: a 15- to 21-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Br* 2008 Jan; 90: 27-30

Raman R, Kamath RP, Parikh A, Angus PD. Revision of cemented hip arthroplasty using a hydroxyapatite-ceramic-coated femoral component. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Aug; 87: 1061-1067

Reilly D T, Burstein A H. The Mechanical Properties of Cortical Bone. *Journal of Bone and Joint Surgery Am* 1974; Bd 56

Ries C, Boese CK, Dietrich F, Miehlke W, Heisel C. Femoral stem subsidence in cementless total hip arthroplasty: a retrospective single-centre study. *Int Orthop* 2019; 43: 307–314

Robertson A, Lavalette D, Morgan S, D Angus P. The hydroxyapatite-coated JRI-furlong hip. Outcome in patients under the age of 55 years. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Jan; 87: 12-15

Robertson D, Essinger JR, Imura S, Kuroki Y, Sakamaki T, Shimizu T, Tanaka S. Femoral deformity in adults with developmental hip dysplasia Clin Orthop Relat Res 1996; 327: 196-206

Roche O, Girard J, Canovas F, Migaud H, Bonnomet F, Goldschild M, Le Béguet P. Assessment of fixation in cementless femoral revision of total hip arthroplasty: comparison of the Engh score versus radiolucent line measurement. Int Orthop 2016 May; 40: 907-912

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

Roux W. Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen, Bd. I und II. Leipzig: Wilhelm Engelmann, 1895

Runkel M, Jaeger U, Wenda K, Degreif J, Rudig L, Ritter G. Results of implantation of uncemented porous metal hip prostheses. Unfallchirurgie 1994; 20: 76–85

Salemyr M, Muren O, Ahl T, Bodén H, Eisler T, Stark A, et al. Lower periprosthetic bone loss and good fixation of an ultra-short stem compared to a conventional stem in uncemented total hip arthroplasty. Acta Orthop 2015; 86: 659–666

Sandiford N, Doctor C, Rajaratnam SS, Ahmed S, East D, Miles K, Butler-Manuel A, Shepperd JAN. Primary total hip replacement with a Furlong fully hydroxyapatite-coated titanium alloy femoral component: Results at a minimum follow-up of 20 years. J Bone Joint J 2013 Apr; 95-B: 467- 471

Sandiford N, Skinner JA, East D, Butler-Manuel A, Hinves B, Shepperd J. Primary total hip arthroplasty with hydroxyapatite coated titanium femoral stems. Does design philosophy influence long term outcome?: Results of a prospective randomised controlled trial with follow-up of 10-15 years. Acta Orthop Belg 2014; 80: 372-379

Schilcher J, Ivarsson I, Perlbach R, Palm L. No difference in periprosthetic bone loss and fixation between a standard-length stem and a shorter version in cementless total hip arthroplasty. A randomized controlled trial. *J Arthroplasty* 2017; 32: 1220–1226

Scholz J, Sielewicz M. The Metal-Cancellous Cementless Lübeck total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 80-B: 404–410

Seike W. Electrophysiological and histological studies on the sensibility of the bone marrow nerve terminal. *Yonago Acta Med* 1976; 20: 192–211

Senger W. Mechanik des Knochenumbaus um Implantate. *Fortschrittberichte VDI, Reihe 17, Nr. 99*. VDI-Verlag, 1993

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

Shetty AA, Slack R, Tindall A, James KD, Rand C. Results of a hydroxyapatite-coated (Furlong) total hip replacement: a 13- to 15-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87: 1050-1054

Siebold R, Scheller G, Schreiner U, Jani L. Langzeitergebnisse mit dem zementfreien CLS Schaft von Spotorno. *Orthopäde* 2001; 30: 317–322

Simpson DJ, Kendrick BJL, Hughes M, Glyn-Jones S, Gill HS, Rushforth GS, Murray DW. The migration patterns of two versions of the Furlong cementless femoral stem: a randomised, controlled trial using radiostereometric analysis . *J Bone Joint Surg Br* 2010 Oct; 92: 1356-1362

Singh S, Trikha SP, Edge AJ. Hydroxyapatite ceramic-coated femoral stems in young patients. A prospective ten-year study J Bone Joint Surg Br 2004 Nov;86: 1118-1123

Sivash KM. The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement. Reconstr Surg Traumatol 1969; 11: 53-63

Smith-Petersen MN. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint.

Sperati G, Ceri L. Total hip arthroplasty using TRI-LOCK(R) DePuy bone preservation femoral stem: our experience. Acta Biomed 2014; 85: 66-70

Sperati G, Ceri L. Total hip arthroplasty using TRI-LOCK® DePuy bone preservation femoral stem: our experience. Acta Biomed 2014; 85: 66–70

Sprick O, Dufek P. Biologische Fixation und klinische Ergebnisse der zementfreien Lübecker Totalendoprothese aus Spongiosametall I. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1993; 131: 524-531

Steffen RT, Pandit HP, Palan J, Beard DJ, Gundle R, McLardy-Smith P, Murray DW, Gill H.S. The five year results of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br)2008; 90: 436-441

St-Pierre J P, Gauthier M, Lefebvre L P, Tabrizian M. Three-dimensional growth of differentiating MC3T3-E1 pre-osteoblasts on porous titanium scaffolds. In: Biomaterials, Bd. 26. Amsterdam: Elsevier Science, 2005

Sugano N, Saito S, Takaoka K, Ohzono K, Masuhara K, Saito M, Ono K. Spongy metal Lubeck hip prostheses for osteoarthritis secondary to hip dysplasia. A 2-6-year follow-up study. J Arthroplasty 1994; 9: 253–262

Syed MA, Hutt NJ, Shah N, Edge AJ. Hydroxyapatite ceramic coated femoral components in young patients followed up for 17 to 25 years: an update of a previous report. *J Bone Joint* 2015 Jun; 97-B: 749-754

Thompson FR. Two and a half years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg A* 1954; 36-A: 486-502

Torriani M, Souto SC, Thomas BJ et al. Ischiofemoral impingement syndrome: an entity with hip pain and abnormalities of the quadratus femoris muscle. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 186–190

Trikha SP, Singh S, Raynham OW, Lewis JC, Mitchell PA, Edge AJ. Hydroxyapatite-ceramic-coated femoral stems in revision hip surgery. *J Bone Joint Surg Br* 2005 Aug; 87: 1055-1060

Ulivì M, Meroni L, Orlandini P, Berjano V, Sansone V. Minimum 10 year survivorship analysis of a partially coated hydroxyapatite tapered femoral stem in elderly patients with an average age over 75. *The Journal of arthroplasty* 2013; 28: 1372-1377

Verdonshot N, Huiskes R. Femoral stem design and cement Mantel stress, 14. Auflage. London: Springer, 2000

Ville ST, Ecker JA, Winget JM, Berghauer MH. The anatomy of midthigh pain after total hip arthroplasty. *Johns Hopkins APL Technical Digest* 1991; Volume 12, Number 2: 198-214

Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Incidence of thigh pain after uncemented total hip arthroplasty as a function of femoral stem size. *J Arthroplasty* 1996; 11: 304–311

Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Radiographic assessment of cementless femoral components. Correlation with intraoperative mechanical stability. *J Arthroplasty* 1994 ;9: 137–141

Weber E, Sundberg M, Flivik G. Design modifications of the uncemented Furlong hip stem result in minor early subsidence but do not affect further stability: a randomized controlled RSA study with 5-year follow-up. *Acta Orthop* 2014 Dec; 85: 556-561

Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. The Behaviour of Adaptive Bone-Remodelling Simulation Models. *Journal of Biomechanics* 1992; 25: 1425-1441

Westphal FM, Bishop N, Honl M, Hille E, Püschel K, Morlock MM. Migration and cyclic motion of a new short-stemmed hip prosthesis – a biomechanical in vitro study. *Clin Biomech* 2006; 21: 834-840

Westphal FM, Bishop N, Puschel K, Morlock MM. Biomechanics of a new short-stemmed uncemented hip prosthesis: An in-vitro study in human bone. *Hip Int* 2006; 16 Suppl 3: 22-30

White CA, Carsen S, Rasuli K, Feibel RJ Kim PR, Beaulé PE. High incidence of migration with poor initial fixation of the Accolade stem. *Clin Orthop Relat Res* 2012; 470: 410-417

Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958; 45: 488-497

Willert H-G, Ludwig J, Semlitsch M. Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: A long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56: 1368–1382

Wintermantel E, Ha S H. *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*, 2. Auflage. Berlin: Springer 1998

Wolff J. Das Gesetz der Transformation der inneren Architektur der Knochen bei pathologischen Veränderungen der äusseren Knochenform. Sitzungsber Preuss Akad Wiss Phys Math 1884; Kl. 22

Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. In: Hirschwald A, Hrsg. Die Lehre von der funktionellen Knochengestalt. Berlin: Virchows Archiv 1899; 155: 256-315

Won SH, Park JW, Lee YK, Ha YC, Koo KH. No Clinically Important Differences in Thigh Pain or Bone Loss Between Short Stems and Conventional-length Stems in THA: A Randomized Clinical Trial. Clin Orthop Relat Res 2021; 1; 479: 767-777

Yamaguchi K, Masuhara K, Ohzono K, Sugano N, Nishii T, Ochi T. Evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. The influence of the extent of porous coating. J Bone Joint Surg 2000; 82-A: 1426–1431

Yao M, Wang Y, Wei C, Han Y, Li H. Greater increase in femoral offset with use of collum femoris-preserving stem than Tri-Lock stem in primary total hip arthroplasty. J Int Med Res 2020 May; 48: 388-397

Yoo JI, Cha Y, Lee YK, Ha YC, Koo KH. Do Cementless Short Tapered Stems Reduce the Incidence of Thigh Pain After Hip Arthroplasty? Systematic Review and Meta-Analysis. J Korean Med Sci 2022; 37: 172-181

Yu H, Liu H, Jia M, Hu Y, Zhang Y. A comparison of a short versus a conventional femoral cementless stem in total hip arthroplasty in patients 70 years and older. J Orthop Surg 2016; 11: 33-39

Zhijie Chen, Bin Li, Kaizhe Chen, Jianmin Feng, Yi Wang, Zhihong Liu & Chuan He. Malalignment and distal contact of short tapered stems could be associated

with postoperative thigh pain in primary total hip arthroplasty. J Orthop Surg Res
2021 Jan 19; 16: 67 -80

8. Danksagung

Mein Dank gilt zunächst in besonderer Weise meinem Doktorvater Prof. Dr. F.W. Koch für die Überlassung des zurzeit sehr aktuellen Themas. Die stete Bereitschaft zur Öffnung seines umfangreichen Archivs erlaubte mir den Zugriff auf sämtliche Krankenaktenkopien und eine reichhaltige Bilddokumentation. Die Arbeit entstand unter ständiger Diskussion und Ratgebung in teils sehr zeitintensiven Sitzungen. Für die Bereitschaft und den fortwährenden Einsatz habe ich besonders zu danken. Die zahlreichen Gespräche auf intellektueller und persönlicher Ebene empfand ich stets als Ermutigung und Motivation. Sie werden mir immer als bereichernder und konstruktiver Austausch in Erinnerung bleiben.

Für den Zugang zu den aktuellen Daten der modernen Prothetik möchte ich mich bei dem Leiter des Endoprothesenzentrums der Maximalversorgung der GFO-Kliniken Troisdorf, Herrn A. Becker, für seine stete Hilfestellung bei der Erstellung von intraoperativen Photographien und der Dokumentation entnommener Implantate sehr herzlich bedanken. Mein Dank gilt zudem Herrn Diplommathematiker K. Koch. Landau, der für mich bei der Erhebung und Anfertigung der Statistiken ein immer hilfsbereiter Ansprechpartner war. Meinen Eltern möchte ich ganz herzlich danken für ihre Fürsorge und vielseitige Unterstützung, mit der sie mir den bisherigen Lebensweg ermöglicht haben.

Tief verbunden und außerordentlich dankbar bin ich meiner Frau für ihre uneingeschränkte Unterstützung, liebevolle Fürsorge und insbesondere für die entgegengebrachte Geduld bei der Durchführung der wissenschaftlichen Arbeit in der Phase der Familiengründung.

Daher gilt auch ein ganz besonderer Dank meiner kleinen Tochter, der ich diese Arbeit widmen möchte.