

Aus dem Institut für Rechtsmedizin  
des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
Institutsleiter: Prof. Dr. med. K. Püschel

**Das Einwachsverhalten von unzementierten  
Femurschäften des künstlichen  
Hüftgelenkersatzes**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Vorgelegt von

Anke Klein

aus

Wismar

Hamburg 2006

Angenommen vom Fachbereich Medizin

der Universität Hamburg am:

Veröffentlicht mit Genehmigung des Fachbereichs

Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der Vorsitzende:

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter:

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter:

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	II
Abkürzungsverzeichnis .....	VI
Abbildungsverzeichnis .....	VIII
Tabellenverzeichnis .....	XI
1 <b>Einleitung</b> .....	1
1.1 <u>Geschichtliche Entwicklung der Totalendoprothese (TEP)</u> .....	2
1.1.1 <i>Verwendete Materialien</i> .....	5
1.1.1.1    Biokompatibilität .....	8
1.1.1.2    Oberflächenstrukturen .....	8
1.2 <u>Implantationsweise</u> .....	10
1.2.1 <i>Zementierte Verankerung</i> .....	11
1.2.2 <i>Zementfreie Verankerung</i> .....	13
1.3 <u>Primärimplantation</u> .....	14
1.3.1 <i>Häufigkeit</i> .....	14
1.3.2 <i>Indikation</i> .....	14
1.3.3 <i>Probleme</i> .....	15
1.4 <u>Revision</u> .....	17
1.4.1 <i>Häufigkeit</i> .....	17
1.4.2 <i>Indikation</i> .....	18
1.4.3 <i>Probleme</i> .....	18
1.5 <u>Ziel der Arbeit</u> .....	20
2 <b>Material und Methode</b> .....	22
2.1 <u>Auswahl der Präparate</u> .....	22
2.1.1 <i>Krematoriumsleichenschau</i> .....	22
2.1.2 <i>Anamnese der Prothesenträger</i> .....	22
2.1.2.1    Ursprung der Daten .....	23
2.1.2.2    Vorgang der Datenerhebung/Explantationsgenehmigung .....	23
2.1.3 <i>Ausschlusskriterien</i> .....	23
2.2 <u>Explantation</u> .....	24
2.2.1 <i>Beckenkammprobe</i> .....	27

2.2.2	<i>Präparatasservierung</i> .....	27
2.3	<u>Verarbeitung der Präparate</u> .....	27
2.3.1	<i>Radiologische Untersuchung</i> .....	27
2.3.2	<i>Schnittlegung im Trennschleifverfahren</i> .....	27
2.3.3	<i>Anfertigung der Querschnitte</i> .....	29
2.3.3.1	Lokalisation der Schnittebenen .....	30
2.3.4	<i>Dokumentation der Schnittflächenbeschaffenheit</i> .....	31
2.3.5	<i>Anfertigung der Längsschnitte</i> .....	31
2.3.6	<i>Nicht geschnittene Präparate</i> .....	33
2.4	<u>Analyse der Präparate</u> .....	33
2.4.1	<i>Prothesenschau</i> .....	34
2.4.2	<i>Prothesenträgerdaten</i> .....	36
2.4.3	<i>Altersverteilung</i> .....	37
2.4.4	<i>Geschlechterverteilung</i> .....	37
2.4.5	<i>BMI-Bestimmung</i> .....	38
2.4.6	<i>Indikationen und Begleiterkrankungen</i> .....	38
2.4.7	<i>Mobilität</i> .....	39
2.4.8	<i>Klinik der Implantation</i> .....	40
2.4.9	<i>Verweildauer</i> .....	41
2.4.10	<i>Seitenverteilung</i> .....	42
2.4.11	<i>Makroskopische Beurteilung des Knocheneinwachsverhaltens</i> ....	42
2.4.12	<i>Darstellung der Untersuchungskriterien</i> .....	44
2.4.13	<i>Sitz der Prothese im Implantatbett</i> .....	48
2.4.14	<i>Osteopathologische Bestimmung der Knochendichte</i> .....	49
3.	<b>Ergebnisse</b> .....	51
3.1	<u>Anzahl der Präparate (gesamt)</u> .....	51
3.2	<u>Gegenständlich untersuchte Prothesentypen</u> .....	52
3.3	<u>Häufigkeit der Prothesentypen</u> .....	53
3.4	<u>Prothesenoberfläche</u> .....	53
3.5	<u>Einwachsverhalten</u> .....	57
3.5.1	<i>Interfacebeschreibung am Endprothesenschaft</i> .....	57
3.5.1.1	Häufigkeit und Lokalisation der dargestellten Parameter im Interface .....	58

3.5.1.2	Mittlere Verteilung und Lokalisation der dargestellten Parameter im Interface.....	60
3.5.2	<i>Festigkeitseinschätzung der einzelnen Prothesen</i> .....	61
3.5.2.1	Typenbezogene Festigkeit .....	63
3.6	<u>Korrelation der Ergebnisse</u> .....	64
3.6.1	<i>Zusammenhang zwischen Patientendaten und Interfacebeschaffenheit</i> .....	65
3.6.1.1	Altersbezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen .....	65
3.6.1.2	BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen .....	67
3.6.2	<i>Zusammenhang zwischen Patientendaten und Implantatfestigkeit</i> .....	68
3.6.2.1	Altersbezogene Festigkeit.....	68
3.6.2.2	Knochenstrukturwertbezogene Festigkeit – TBPF und BV/TV ....	69
3.6.2.3	BMI-bezogene Festigkeit .....	70
3.6.3	<i>Zusammenhang zwischen Prothesendaten und Interfacebeschaffenheit</i> .....	70
3.6.3.1	Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen ...	70
3.6.4	<i>Zusammenhang zwischen Prothesendaten und Implantatfestigkeit</i> .....	72
3.6.4.1	Verweildauer der Prothesen.....	72
3.6.4.2	Typenbezogene Verweildauer .....	73
3.6.4.3	Verweildauerbezogene Festigkeit.....	73
3.6.4.4	Verweildauerbezogene Festigkeit der vier häufigsten Prothesentypen.....	74
3.6.5	<i>Zusammenhang zwischen Implantatoberflächenstruktur und Interfacebeschaffenheit</i> .....	76
3.6.6	<i>Zusammenhang zwischen Implantatoberflächenstruktur und Implantatfestigkeit</i> .....	80
3.6.7	<i>Vergleich von typenbezogener Interfacebeschaffenheit und Implantatfestigkeit</i> .....	82
4	<b>Diskussion</b> .....	89
4.1	<u>Überblick</u> .....	89

4.2	<u>Offizielle Prothesenregistrierung</u> .....	90
4.3	<u>Diskussion der überprüften Hypothesen</u> .....	90
4.3.1	<i>Untersuchte Parameter</i> .....	90
4.3.2	<i>Patientendaten</i> .....	94
4.4	<u>Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Patientendaten</u> .....	94
4.5	<u>Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Prothesendesign</u> .....	96
4.6	<u>Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Interfacebeschaffenheit</u> .....	97
4.7	<u>Zusammenhang zwischen Interfacebeschaffenheit und Patientendaten</u> .....	100
4.8	<u>Zusammenhang zwischen Interfacebeschaffenheit und Prothesendesign</u> .....	100
4.8.1	<i>Räumliches Vorkommen der Gewebearten</i> .....	100
4.8.2	<i>Auswirkung der Prothesenoberflächenstruktur auf anwachsende bzw. umgebende Gewebearten</i> .....	101
	Zusammenfassung .....	102
	Bibliographie .....	XII
	Danksagung .....	XVI
	Anhang A.....	104
	Anhang B.....	143
	Lebenslauf .....	XVII
	Ehrenwörtliche Erklärung.....	XVIII

## Abkürzungsverzeichnis

a	anterior
Abb.	Abbildung
AG	Arbeitsgemeinschaft
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
BMI	Body Mass Index
BV	Bone Volume
bzgl.	bezüglich
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
EXPRO	Explantierte Prothesen
ggf.	gegebenenfalls
HG	Hüftgelenk
HPS	Hüftprothesensystem
HS	Hüftsystem
k.A.	keine Angabe
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
kg/m <sup>2</sup>	Kilogramm pro Quadratmeter
mm	Millimeter
m/s	Meter pro s
µm	Mikrometer

Nr.	Nummer
o.a.	oder andere/s/m
o.ä.	oder ähnliche/s
p	posterior
PMMA	Polymethylmetaacrylat
r	Radius
s.	siehe
s.o.	siehe oben
sog.	so genannte/r/s
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
TBPF	Trabecular Bone Patternfactor
TEP	Totalendoprothese/n
TV	Total Volume
u.a.	und andere
UKE	Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
u.s.w.	und so weiter
v.a.	vor allem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel
z.T.	zum Teil

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Potpourri diverser Prothesen .....	4
Abb. 2:	Übersicht über die verwendeten Werkstoffe .....	5
Abb. 3:	Schematische Darstellung der Implantationsarten (zementiert, unzementiert).....	10
Abb. 4a:	Zementierte Hüftendoprothese, proximales Segment .....	11
Abb. 4b:	Zementierte Hüftendoprothese, intermediäres Segment .....	12
Abb. 4c:	Zementierte Hüftendoprothese, distales Segment .....	12
Abb. 5a:	Unzementierte Hüftendoprothese, proximales Segment .....	13
Abb. 5b:	Unzementierte Hüftendoprothese, intermediäres Segment .....	13
Abb. 5c:	Unzementierte Hüftendoprothese, distales Segment .....	14
Abb. 6:	Schnittführung bei Explantation .....	26
Abb. 7:	Conrad-Metalltrenn-Maschine .....	28
Abb. 8:	Maschinelle Querschnittlegung .....	29
Abb. 9:	Schnittführung bei Querschnittlegung .....	30
Abb. 10:	Maschinelle und manuelle Längsschnittlegung .....	32
Abb. 11:	Längs- und quergeschnittene Prothese .....	33
Abb. 12:	Patientenalter .....	37
Abb. 13:	Geschlechterverteilung .....	37
Abb. 14:	BMI der Patienten.....	38
Abb. 15:	Begleiterkrankungen der Patienten.....	38
Abb. 16:	Indikation zur Implantation .....	39
Abb. 17:	Mobilität der Patienten .....	39
Abb. 18:	Überblick über die implantationsdurchführenden Kliniken .....	40
Abb. 19:	Verweildauer .....	41
Abb. 20:	Seitenverteilung .....	42
Abb. 21:	Dokumentierte Segmente .....	43
Abb. 22:	Dokumentationsblatt - Implantat rechts und Dokumentationsblatt - Implantat links .....	43
Abb.23a-f:	Bild-Beispiele der dokumentierten Gewebsformationen .....	45-47
Abb. 24:	Gesamtübersicht der Prothesenhersteller in der Studie .....	51
Abb. 25:	Häufigkeit der Prothesentypen .....	53
Abb. 26a:	Fein-raue, glatte und matte Prothesenoberfläche .....	54

Abb. 26b: Grob-raue, glatte und glänzende Prothesenoberfläche .....	55
Abb. 26c: Grobstrukturierte, glatte und glänzende Prothesenoberfläche.....	55
Abb. 27: Oberflächenbeschaffenheit der untersuchten Prothesentypen.....	57
Abb. 28a: Vorkommen von Knochenmark und lockerem Bindegewebe am Implantat .....	58
Abb. 28b: Vorkommen von Trabekelwerk, Neokortikalis, Knochenkontakt, Knochenbrücken und Spalten am Implantat.....	59
Abb. 29: Mittlere Verteilung der Grenzflächenparameter in den einzelnen Schnittebenen .....	60
Abb. 30: Typenbezogene Festigkeit .....	63
Abb. 31: Darstellung der überprüften Zusammenhänge .....	65
Abb. 32a: Altersbezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark.....	65
Abb. 32b: Altersbezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt.....	66
Abb. 33a: BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark.....	67
Abb. 33b: BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt.....	67
Abb. 34: Altersbezogene Festigkeit.....	68
Abb. 35a: Korrelation von Knochenstrukturwert TBPF und Festigkeit .....	69
Abb. 35b: Korrelation von Knochenstrukturwert BV/TV und Festigkeit.....	69
Abb. 36: BMI-bezogene Festigkeit .....	70
Abb. 37a: Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark.....	71
Abb. 37b: Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt.....	71
Abb. 38: Verweildauer der Prothesen .....	72
Abb. 39: Typenbezogene Verweildauer .....	73
Abb. 40: Verweildauerbezogene Festigkeit .....	74
Abb. 41: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 2 .....	75
Abb. 42: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 3 .....	75
Abb. 43: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 4 .....	76
Abb. 44: Vorkommen von Neokortikalis an der Prothesenoberfläche.....	77

Abb. 45:	Vorkommen von lockerem Bindegewebe an der Prothesenoberfläche .....	77
Abb. 46:	Vorkommen von Mark an der Prothesenoberfläche.....	78
Abb. 47:	Vorkommen von Trabekelwerk an der Prothesenoberfläche .....	78
Abb. 48:	Vorkommen von Knochenbrücken an der Prothesenoberfläche .....	79
Abb. 49:	Vorkommen von Knochenkontakt an der Prothesenoberfläche .....	79
Abb. 50:	Vorkommen von Spalten an der Prothesenoberfläche .....	80
Abb. 51:	Oberflächenbezogene Festigkeit.....	81
Abb. 52:	Vorkommen von Neokortikalis im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	82
Abb. 53:	Vorkommen von lockerem Bindegewebe im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	83
Abb. 54:	Vorkommen von Mark im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	84
Abb. 55:	Vorkommen von Trabekelwerk im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	85
Abb. 56:	Vorkommen von Knochenbrücken im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	86
Abb. 57:	Vorkommen von Knochenkontakt im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	87
Abb. 58:	Vorkommen von Spalten im Interface der einzelnen Prothesentypen .....	87
Abb. 59:	Häufigste ausgeglühte Prothesen.....	89
Abb. 60:	Kapselverfärbung .....	91
Abb. 61:	Kapselverfärbung .....	91
Abb. 62:	Pseudomembran .....	92
Abb. 63:	Pseudomembran .....	92
Abb. 64:	TEP 246, proximales Segment .....	144
Abb. 65:	TEP 211, intermediäres Segment .....	161
Abb. 66:	TEP 224, distales Segment .....	162
Abb. 67:	TEP 162, distales Segment .....	165
Abb. 68:	TEP 200, proximales Segment .....	169
Abb. 69:	TEP 234, intermediäres Segment .....	170

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht über vorkommende Prothesenmodelle (n = 38).....	34
Tab. 2a:	Patienten- und Prothesendaten (anonymisiert, auszugsweise) .....	35
Tab. 2b:	Patienten- und Prothesendaten (anonymisiert, auszugsweise) .....	36
Tab. 3:	Abkürzungsverzeichnis der Kliniken .....	41
Tab. 4:	Bewertungssystem (im Sinne einer numerisch zunehmenden Implantatfestigkeit).....	49
Tab. 5:	Prothesentypen nach Hersteller und Modell.....	52
Tab. 6:	Überblick über dokumentierte Oberflächenmodifizierungen.....	54
Tab. 7:	Übersicht über die Oberflächenbeschaffenheit der Prothesen.....	56
Tab.8:	Festigkeitseinschätzung der einzelnen Prothesen (n = 38).....	62

## 1 Einleitung

Die Entwicklung der Hüftendoprothetik hat in den letzten Jahrzehnten in der westlichen Welt unterschiedliche Richtungen genommen. In deutschsprachigen Ländern und den USA ist seit Jahren eine stetige Zunahme des Anteils der zementfreien Prothesen im Schaftbereich zu verzeichnen, vorherrschend in Großbritannien und Skandinavien sind hingegen – aufgrund der guten Langzeitergebnisse (sog. Schwedenstudie) – noch immer die Implantationen mittels Zement [7]. So wurden beispielsweise zwischen 1978 und 1995 in Schweden 94 % der Hüftendoprothesen zementiert, 4,5 % zementfrei und 1,5 % in Hybridtechnik implantiert [27]. In Österreich, einer Umfrage aus dem Jahr 1998 zufolge, erfolgte bereits zu 85 % eine operative Einbringung der Prothesen ohne den Gebrauch von Knochenzement, 13 % der Implantate wurden mittels Zement, 2 % hybrid verankert [25].

Vergleicht man die Ergebnisse des Skandinavischen Registers nach bis zu zehn Jahren, wird ersichtlich, dass sich mit beiden Verfahren – eine korrekte Indikation und Implantation vorausgesetzt – gute Resultate erzielen lassen [19], wobei die Tendenz heute insbesondere in der Revisionsendoprothetik eindeutig in Richtung der zementfreien Implantation zeigt. Vielversprechend sind v.a. die Ergebnisse der zementfreien Hüftendoprothetik beim Rheumatiker, da bei diesen Patienten mit schlechter Knochenqualität (aufgrund des verminderten Kalksalzgehaltes gegenüber der Normalbevölkerung) gerade im Schaftbereich bei entsprechender Primärstabilität eine Osteointegration erfolgt [5, 24]. Besonders bei relativ jungen Patienten fällt daher auch die Entscheidung zunehmend zugunsten der zementfreien Implantation, da ein- bis zweimal mit Revisionen zu rechnen ist und bei Wechseloperationen von zementierten Prothesen die erheblich verdünnte bzw. ausgeweitete, glatte und hinsichtlich der Durchblutung weniger reaktionsfähige Kortikalis ein großes Problem für die neuerliche Fixation darstellt – auch das Risiko starker Knochensubstanzverluste durch Zementgranulome ist bei dieser Verankerungsform gebannt (vgl. Kap. 1.2) .

Bisherige Erfahrungen mit zahlreichen Modellen zementfreier Hüftendoprothesen zeigen, dass häufig eine hohe Beanspruchung des Knochens an der Prothesenspitze auftritt. Dementsprechend wurden Prothesen entwickelt, bei denen die Krafterleitung in die dichte Spongiosa der intertrochantären Region erfolgt und Beanspruchungsspitzen im Schaftbereich vermieden werden können. Dieses Prinzip der proximalen Schaftverankerung hat sich klinisch und radiologisch bewährt.

Angaben in der nordamerikanischen Literatur zufolge nimmt die stationäre Aufenthaltsdauer nach der operativen Einbringung eines künstlichen Hüftgelenkes in den letzten Jahren deutlich ab – waren es 1974 noch 23,3 Tage, so im Jahre 1998 bereits nur noch 10,2 bis 4,8 Tage [25]. Die durchschnittliche Verweildauer der Implantate ist – auf heutzutage 12 bis 15 Jahre – gestiegen. Es ist daher anzunehmen, dass stetig Verbesserungen auf dem Gebiet der Hüftendoprothetik erfolgen.

### 1.1 Geschichtliche Entwicklung der Totalendoprothese (TEP)

Bereits 400 vor Christus wurde erstmals die Problematik der angeborenen Gelenksluxationen und -dysplasien als solche erkannt und beschrieben [20].

Die Grundlage der Arthroplastie wurde mehr als 2000 Jahre später, im Jahr 1871, durch Helferich gelegt [18]. Nach Auftrennung eines verknöcherten Gelenkes interponierte er Muskeln zwischen die Knochenfragmente und erreichte auf diesem Weg eine dauerhafte Mobilisierung. Im Jahr 1890 entwickelte Gluck erste Knie-Scharnierprothesen aus Elfenbein. Im Bereich der Hüftendoprothetik fand dieses Material 1922 in Form einer Hüftkopfprothese von Grooves Verwendung. Die Implantate lockerten sich jedoch sehr rasch, da das Elfenbein vom Körper abgestoßen und zersetzt wurde. Auch die von den Gebrüdern Judet im Jahr 1951 erstmals implantierten Schenkelhalsprothesen aus Plexiglas erbrachten langfristig keine zufriedenstellenden Ergebnisse, da diesbezüglich eine hohe Abriebsrate zu verzeichnen war [21].

Bis zu diesem Zeitpunkt war es also nicht gelungen, ein Prothesenmodell mit den Eigenschaften Biokompatibilität und Verschleißfestigkeit zu entwerfen. Dementsprechend machten es sich mehr und mehr Techniker wie Kliniker mit viel Sachverstand zur Aufgabe, weitere Verbesserungen und neue Lösungen für die operative Medizin zu finden.

Den entscheidenden Durchbruch in Bezug auf langfristige Stabilität implantierter Totalendoprothesen und Verbesserung klinischer Resultate erbrachte die Einführung des Knochenzementes im Jahr 1960 sowie des tribologisch beanspruchbaren Polyethylens im Jahr 1962 durch Sir John Charnley [7]. Letzteres propagierte er als Artikulationspartner für metallische Gelenkersatzwerkstoffe im Rahmen des von ihm so bezeichneten Prinzips der „low friction arthroplasty“ – dieser Begriff wird seither für Gleitpaarungen mit dem bis dato erfolgreichen Werkstoff Polyethylen und damit verbundenem niedrigen Reibungswiderstand angewendet. Gleichmaßen zog die nun angewandte Prothesenverankerung mittels Knochenzement einen wesentlichen Aufschwung in der Endoprothetik nach sich, da dieser die Last auf große Knochenflächen verteilt und eine

hohe Primärsteifigkeit aufweist – somit schnelle Mobilisation zulässt. Auch die von Charnley 1959 entwickelte Hüftendoprothese hat sich im Grunde bis heute durchgesetzt [20]. Schon vor der Pioniertat des Sir John Charnley waren jedoch mit den Kobaltbasislegierungen vielversprechende metallische Materialien bekannt, die sich sowohl als hochkorrosionsbeständig wie auch als verschleißarm erwiesen. Spezielle Femurendoprothesen aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen wurden erstmals 1940 von Bohlmann und Moore eingesetzt [20].

Der – wie Charnley – als Pionier der modernen Endoprothetik angesehene Mc Kee entwickelte, gemeinsam mit seinem Partner Watson-Farrar, bereits 1951 die erste akzeptable Hüftendoprothese [27] – ein Ganzmetallimplantat mit einer Pfannenschale und Schaftkomponente aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung ohne Polyethylen-Inlay.

Keramik in ein Hüftgelenk einzusetzen wurde 1969 in Frankreich von Boutin vorgeschlagen. Wenige Jahre später wurden auch in Deutschland erstmals keramische Köpfe und Pfannen von Judet, Griss und Mittelmeier klinisch eingesetzt. Mit dem Ziel, auf den – aufgrund zunehmender Prothesenlockerungen in Kritik geratenen – Knochenzement als Schwachstelle beim Ersatz des Hüftgelenkes verzichten zu können, entwarf Mittelmeier ab 1969 in Zusammenarbeit mit der Osteo AG das sog. Tragrippensystem zur zementfreien Verankerung [20]. Vor dem Hintergrund, dass nun die Zahl septischer Lockerungen infolge der angenommenen Affinität bestimmter Bakterien für Kunststoffe sowie durch Zementalterung hervorgerufener aseptischer Lockerungen gesenkt werden könnte, konnte sich 1975 die von Mittelmeier entwickelte zementfrei zu implantierende Prothese klinisch durchsetzen – was v.a. für jüngere Patienten mit künstlichem Gelenkersatz einen großen Fortschritt erbrachte. Ebenso erfolgreich war die Einführung eines Prothesenschaftes aus Titan mit einer distalen „press fit“-Fixierung durch Zweymüller im Jahr 1980. Zunehmend gelang es also, den bereits 1956 von Singer und Mittelmeier publizierten Vorschlag zu verwirklichen, wonach das Problem der Prothesenverankerung durch Vergrößerung der Prothesenoberfläche und damit der knöchernen Auflagefläche zu lösen sei [28].

In der Metropolregion Hamburg zeigte insbesondere Waldemar Link großes Engagement, um neue Maßstäbe für Sicherheit und Qualität in der Endoprothetik zu setzen. In Zusammenarbeit mit ärztlichen Kollegen von der Chirurgischen Abteilung des Allgemeinen Krankenhauses St. Georg in Hamburg wurde die bis zum heutigen Tage sehr erfolgreiche Hüftgelenkprothese „Modell St. Georg“ entworfen (1963). Link zählt daher ebenso zu den Wegbereitern der modernen Endoprothetik. Das von ihm gegründete

Unternehmen entwickelte sich zu einem der heute weltweit führenden Hersteller von Gelenkprothesen.

Zusammenfassend kann nach Sichtung der Literatur festgestellt werden, dass zu Beginn des Endoprothesenzeitalters v.a. Materialprobleme im Vordergrund standen. Diese konnten mit der Etablierung der Kobalt-Chrom-Legierungen sowie dem Einsatz von Titan als Werkstoff weitgehend beseitigt werden. Auch die Einführung von Polyethylen als Artikulationspartner sowie Knochenzement zur Fixierung verbesserte die Erfolgsquote der Endoprothetik entscheidend. Das Bestreben, auf den im Folgenden wiederum als Schwachstelle angesehenen Knochenzement im Prothesensystem verzichten zu können, stellte die Pioniere der zementfreien Endoprothetik – Charnley und Mc Kee – jedoch vor neue Probleme. Nicht zu vergessen ist hier die bis heute als Hauptproblem der Endoprothetik geltende aseptische Prothesenlockerung. Intensiv wird auch die Formgestaltung (Geometrie und Design) – trotz der seit Beginn der 60er Jahre rasant fortschreitenden Entwicklung auf dem Gebiet des künstlichen Gelenkersatzes – bis dato diskutiert. Unter dem Aspekt der Verwirklichung einer möglichst idealen formbestimmten Krafteinleitung, hoben sich aus den zahlreichen Zwischenformen letztlich die „form fit“- und „press fit“-Prothesen hervor.

Angesichts der Tatsache, dass auf dem europäischen Markt heute mehr als 300 verschiedene Prothesenmodelle existieren (s. Abb. 1), ist jedoch anzunehmen, dass die Suche nach der idealen Prothese noch andauert.



Abb. 1: Potpourri diverser Prothesen

### 1.1.1 *Verwendete Materialien*

Materialien, die mit Hart- oder Weichgewebe oder Blut in Kontakt kommen, erfordern Bioverträglichkeit, mechanische Festigkeit, Korrosions-, Degradations-, Abrieb- und Verschleißfestigkeit sowie Sterilisier- und möglichst optimale Verarbeitbarkeit [40]. Die heute gebräuchlichen Implantate bestehen aus den verschiedensten Werkstoffen. Das Spektrum reicht von Kunst- und Kohlefaserstoffen über Keramik bis zu Metalllegierungen auf Stahl-, Kobalt-Chrom- oder Titanbasis [39].

Prinzipiell können auf dem Gebiet der Hüftendoprothetik zwei verschiedene Arten von Werkstoffen unterschieden werden (vgl. Abb. 2). Als sog. lasttragende Komponente mit Knochenkontakt kommen v.a. die Metalllegierungen zum Einsatz, für tribologisch beanspruchte Komponenten hat sich insbesondere der Gebrauch von Polyethylen bewährt.

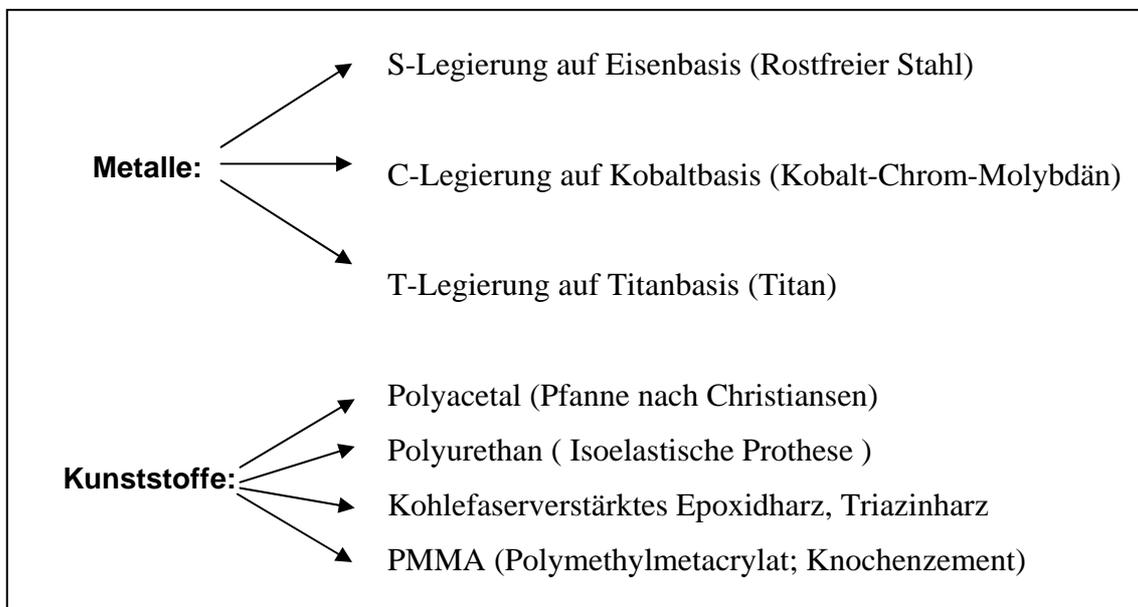


Abb. 2: Übersicht über die verwendeten Werkstoffe

Zur Gruppe der Metalllegierungen zählen die sog. S-Legierungen auf Eisenbasis – jene Implantate erfreuen sich zwar aus Kostengründen großer Beliebtheit, erfüllen jedoch die Anforderung der Korrosionsbeständigkeit oftmals nicht ausreichend.

Unter den zementierten Hüftprothesenmodellen haben sich auf Kobalt basierende, sprich die sog. C-Legierungen durchsetzen können. Zu beachten ist hier, dass zu große Rauigkeiten der Implantatoberfläche infolge von Relativbewegungen entsprechende Probleme nach sich ziehen können.

Die T-Legierungen gewannen aufgrund der Eigenschaft besonderer Biokompatibilität im Zuge der Einführung der zementfreien Implantatverankerung zunehmend an Bedeu-

tung. Diese Titanwerkstoffe sind prinzipiell mit einer Oxydschicht überzogen, welche die Anlagerung körpereigener Aminosäuren (Hydroxylierung) ermöglicht und somit das Risiko einer Implantatabstoßung durch biologische Fremdkörperreaktionen deutlich mindert.

Polyethylen wird – wie bereits erwähnt – seit Anfang der 60er Jahre mit großem Erfolg in der Gelenkersatzchirurgie eingesetzt und ist seither eines der meistverwendeten Materialien – der weltweite Bedarf an diesem Werkstoff liegt jährlich bei ca. 200 Tonnen.

Künstliche Hüftgelenkpfannen aus Polyethylen können im natürlichen Acetabulum direkt mit Knochenzement fixiert werden. Die zementfreie knöcherne Verankerung von Polyethylen-Pfannen ist jedoch wenig effizient, da kein Ein- bzw. Anwachsen von Knochen an das Polyethylen erfolgt. Die diesbezüglich auftretenden Probleme, wie Polyethylen-Abrieb und Osteolyse (s.u.), sind multifaktoriell bedingt – so z.B. durch Alter, Aktivität des Prothesenträgers, Material, Kopfdurchmesser und Wanddicke der Polyethylenkomponente.

Die tribologisch beanspruchte Gelenkkomponente betreffend ist zu erwähnen, dass die Gleitpaarung Polyethylen/Stahl bzw. Polyethylen/Kobalt-Chrom-Molybdän zwar die am längsten erprobte und klinisch bewährte, aus tribologischer Sicht jedoch nicht die optimale ist [20].

Die seit etwa sechs Jahren gebräuchlichen – bereits Anfang der 70er Jahre verwendeten, nun wiederentdeckten und modifizierten – sog. „cross linked“-Polyethylene sollen durch eine spezielle Wärme- und Strahlenbehandlung eine interne Vernetzung erfahren. Schenkt man den Ergebnissen der diesbezüglich durchgeführten Simulatorversuche im Labor Glauben, so ist dadurch nicht nur eine Verbesserung der tribologischen Eigenschaften zu erwarten, sondern auch der Alterungsbeständigkeit durch eine Absättigung der freien Radikale (keine Postoxidation) [20]. Dies könnte sich bei Einsatz dieser neuen Generation hochvernetzter Polyethylene infolge einer labortechnisch nachgewiesenen extremen Reduktion der Abriebwerte positiv auf die Verweilzeit der Implantate auswirken.

Eine weitere Werkstoffgruppe für die lasttragende Komponente, die im Bereich der Hüftendoprothetik Verwendung findet, stellen die Kunststoffe dar. Beispielhaft zu nennen sind hier das sog. Polyacetal, das Polyuretan, das kohlenfaserverstärkte Epoxid bzw. Triazinharz sowie der Knochenzement. Nur letzteres hat sich jedoch auf Dauer bewährt.

Über den Kunststoff Polymethylmetacrylat (PMMA) berichtete erstmals 1902 der Chemiker Otto Röhm. Es handelt sich hierbei um ein hartes, glasartiges Material, das noch heute, besser bekannt unter der Bezeichnung Plexiglas, vielseitig eingesetzt wird. Neben dem Knochenzement finden aber auch andere Kunststoffe auf PMMA-Basis nun seit über 40 Jahren ihren Einsatz auf dem Gebiet der Endoprothetik – und dies mit sehr guten Langzeitergebnissen. Bis heute existiert trotz umfangreicher Entwicklungsbestrebungen kein dem PMMA-Knochenzement in seiner Leistungsfähigkeit und Flexibilität gleichzusetzendes Material.

Lange Zeit wurde die kurzzeitige Temperaturspitze während der Aushärtungsphase des Zementes als Hauptursache für aseptische Implantatlockerungen durch Hitzenekrose angenommen und bindegewebige Reaktionen um gelockerte Prothesen auf eine primäre Knochengewebsschädigung durch exotherme Wärmeentwicklung zurückgeführt [44]. Klinische Untersuchungen konnten diese Annahme widerlegen – hitzebedingte Grenzonennekrosen finden sich in vernachlässigbar geringem Ausmaß. Eine weitere nennenswerte Eigenschaft des Knochenzementes stellt seine häufige Funktion als Trägermatrix bei der lokalen Applikation von Antibiotika dar. Hierbei wird im Vergleich zur systemischen Antibiotikagabe lokal eine deutlich höhere Wirkstoffkonzentration erreicht, wodurch nicht zuletzt die Gefahr eines tiefen Infektes und somit einer Revision gesenkt wird.

Die kohlenfaserstoffverstärkten Kunststoffe, deren gemeinsames Merkmal die Einbettung von Fasern in einen Reaktionsformstoff (Matrix) ist, haben sich hingegen in der Breite als Implantatwerkstoff der Orthopädie nicht durchsetzen können [1].

Letztlich hat der Operateur im Hinblick auf die Auswahl des zu implantierenden Prothesenmodelles natürlich die jeweils unterschiedlichen Anforderungen bei der zementierten bzw. der unzementierten Verankerungsmethodik zu beachten. Je nachdem, welche Materialkombinationen eingesetzt werden, können früher oder später Abrieb, Reibung, Korrosion oder Materialbrüche die noch näher zu beschreibenden Probleme nach sich ziehen. Aufgrund von Materialverschleiß beginnt die Funktionskurve von Hüftprothesen, die noch fest im Knochen fixiert sind, nach 15 bis 20 Jahren rasch zu sinken [20]. Die Wahl des geeigneten Implantates – insbesondere unter Berücksichtigung von Anwendungsort, zu erfüllender Funktion und erforderlicher Wirkungsdauer – hat daher entscheidenden Einfluss auf dessen Lebensdauer.

#### 1.1.1.1 Biokompatibilität

Der Begriff Biokompatibilität beschreibt den Grad der Gewebeverträglichkeit eines in den Körper eingesetzten Stoffes bzw. Medizinproduktes. Bioverträglichkeitsprüfungen sind generell gesetzlich vorgeschrieben – alle als Dauerimplantate in den menschlichen Körper einzubringenden Implantatwerkstoffe müssen u.a. biokompatibel, d.h. gewebeverträglich, korrosionsbeständig, atoxisch und verschleißfest sein.

Die Frage, welcher der heute zur Verfügung stehenden Werkstoffe für Implantate und chirurgische Instrumente am besten geeignet ist, kann nicht pauschal beantwortet werden. Angesichts der zahlreichen verschiedenen Biomaterialien medizinischer Implantate erscheint es durchaus notwendig, die Wechselwirkungen zwischen den verwendeten Materialien und umgebendem Gewebe darzustellen und weiterhin näher aufzuklären. Die Entwicklung möglichst optimierter Biomaterialien ist ein wichtiger Schritt zur Verlängerung der Lebensdauer der implantierten Endoprothesen. Prinzipiell kann jedoch jeder Werkstoff den Vorgang der aseptischen Lockerung auslösen, wenn z.B. von ihm abgeriebene Partikel in größeren Mengen im Implantatbett freigesetzt werden.

Mit den neuen, hinsichtlich ihrer Biokompatibilität favorisierten Gleitpaarungen Keramik/Keramik und Keramik/“cross linked“-Polyethylen soll das Problem des für das Entstehen fokaler Osteolysezonen im Schaftbereich hauptursächlichen Polyethylen-Abriebs deutlich entschärft werden. Dennoch sind regelmäßige radiologische Kontrollen nötig, um ein drohendes Implantatversagen rechtzeitig erkennen zu können.

#### 1.1.1.2 Oberflächenstrukturen

Nach heutigen Kenntnissen lässt sich in der zementfreien Technik insbesondere über den Weg der Oberflächenoptimierung eine knöcherne Integration und im Idealfall so eine schmerzfreie Dauerbelastung erzielen. Zu den Voraussetzungen für das Funktionieren derartiger Oberflächenstrukturen zählen eine geeignete Formgestaltung des Endoprothesenkerns in einer anatomisch adaptierten Form („form fit“) sowie adäquate Materialeigenschaften mit entsprechender industrieller Verarbeitung des Grundwerkstoffes. Nur so kann die gewünschte makro- und mikromechanische Verankerung erreicht werden.

Die verschiedenen Oberflächenmodifikationen wie Beschichtung, Aufrauung oder Strukturierung werden insbesondere im proximalen bzw. gelenknahen Prothesenteil vorgenommen. Dies spiegelt den aktuellen Trend, d.h. das Streben nach einer proximalen Implantatverankerung wider. Nach den heutigen Erkenntnissen gehört jene proxi-

male Verankerungsmethode – im Gegensatz zu der im Laufe der Prothesenentwicklung zunächst bevorzugten Fixierung im festen, kompakten, sprich mittleren Knochenrohr – zu den Voraussetzungen einer Verlängerung der Prothesenverweildauer. Durch glatte Oberflächen im distalen Bereich des Prothesenmodells soll dort, also gelenkfern, dementsprechend ein knöchernes Anwachsen verhindert werden.

Die Möglichkeiten der Oberflächengestaltung sind jedoch durch den verwendeten Werkstoff begrenzt, da die Herstellung speziell strukturierter Oberflächen zu einer – vom Herstellungsverfahren und der eigentlichen Oberflächenstruktur abhängigen – Schwächung des Implantat-Grundmaterials führen kann. Sinnvoll ist es daher, die Modifikationen nicht auf den Werkstoff aufzubringen, sondern sie fest in dessen Gittern zu verankern – so werden beispielsweise bestimmte Metallionen oder Gase wie Stick- oder Sauerstoff integriert. Auch spezielle Schichtwerkstoffe verbessern die Einbindung der Fixierungselemente von Implantaten in den Knochen.

Insbesondere Hydroxylapatitbeschichtungen unterstützen die Osteointegration. Sie führen sozusagen funktionelle Gewebszellen heran und somit zu einem schnellen Anwachsen des Knochens, vorausgesetzt ist natürlich eine initiale Stabilität. Sind nämlich die Implantate relativ zum Gewebe verschiebbar, wird nur leicht verformbares, interstitielles Bindegewebe zwischen die Biomaterialoberfläche und den mechanisch tragenden Knochen eingebaut. Eine derartige bindegewebige, pseudomembranöse Einscheidung ist jedoch unerwünscht, da sie eine bestmögliche Krafteinleitung behindert.

Die Erhöhung der Oberflächenrauheit, z.B. durch Raustrahlung zementfreier Titanimplantate mit Edelmetall, führt ebenfalls zur Verbesserung der knöchernen Integration bzw. der angestrebten Apposition von Knochen. Dies konnte in entsprechenden experimentellen Untersuchungen belegt werden [14].

Angesichts der hohen intra- und interindividuellen Variabilität des knöchernen Lagers bezüglich Form, altersabhängigen Veränderungen, Dichte und Stabilität ist es oftmals auch für erfahrene Chirurgen bzw. Orthopäden nicht leicht, das geeignete Prothesenmodell auszuwählen. Man kommt dem seit langem angestrebten Ziel auf dem Gebiet der Alloarthroplastik, sprich der Entwicklung reibungsarmer, verschleißfester, keine pathologischen Reaktionen auslösender Artikulationspartner jedoch stetig und Schritt für Schritt näher.

## 1.2 Implantationsweise

Die ungestörte Funktion des künstlichen Gelenkes wird häufig weniger durch die Prothesenbauteile als durch die knöcherne Verankerung limitiert. Der Operateur muss heute bei der Implantation einer Hüftendoprothese zwischen der zementierten und der unzementierten Verankerung wählen. Kriterien, die bezüglich zementierter oder unzementierter Implantation (vgl. Abb. 3) entscheiden, sind zumeist Alter, Knochenqualität im Allgemeinen und Osteoporose, selten auch andere Grundleiden wie z.B. die chronische Polyarthrititis.

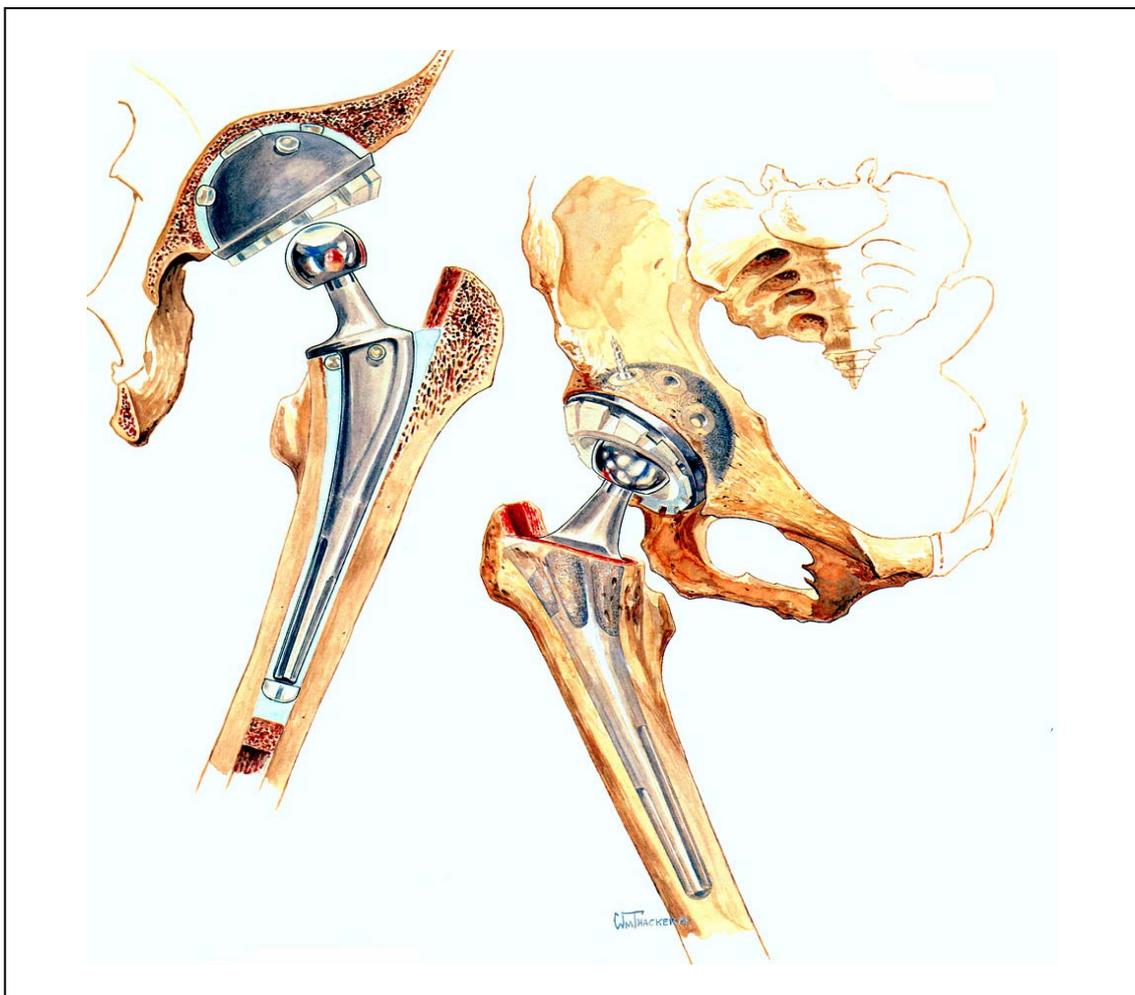


Abb. 3: Schematische Darstellung der Implantationsarten (zementiert, unzementiert)

Ein Vergleich der Resultate beider Verfahren anhand der Standzeit bzw. Funktionalitätsdauer ist derzeit noch schwierig, da sich die zementfreien Prothesen aufgrund ihrer kürzeren Anwendungszeit und dementsprechend kleineren Nachuntersuchungszeiträumen kaum mit etablierten zementierten Implantationen messen können.

Der im Folgenden verwendete Ausdruck „erfolgreich implantiert“ bedeutet, dass von den im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Prothesensystemen keines versagt hat. Zum Zeitpunkt des Versterbens des Prothesenträgers befand sich das Implantat demzufolge in einem funktionsfähigen Zustand. Es lag in keinem Fall die gesicherte Diagnose eines der häufigen Probleme der Hüftendoprothetik vor, d.h. aus ärztlicher Sicht waren diese Implantate stabil. Man kann davon ausgehen, dass sich die meisten der analysierten Autopsiepräparate nicht nur mehrere Jahre im Körper des Patienten befanden, sondern auch, dass sich die Implantate noch in situ befänden, wenn dieser nicht verstorben wäre. An dieser Stelle ist auch zu erwähnen, dass der Begriff „erfolgreich implantiert“ keine Aussage über den Erfolg der Implantation aus der Sicht des Patienten trifft. Unter optimalen Voraussetzungen erlangt der Patient zeitnah zur Versorgung mit einer Hüftprothese die Mobilität – sprich Funktionalität und Belastbarkeit des Hüftgelenkes – zurück, die vor der Indikationsstellung für einen künstlichen Gelenkersatz gegeben war. Es liegen zwar zumeist Kenntnisse über die aktuelle Mobilität des Prothesenträgers vor, jedoch nicht im Sinne einer prä- und postoperativen Befragung.

#### 1.2.1 *Zementierte Verankerung*

Der Bezeichnung entsprechend werden die sog. zementierten Hüftendoprothesen mittels Knochenzement im Femur fixiert (vgl. Abb. 4a-c). Dieser Zement ist ein Polymethylmetacrylat mit geringer Ermüdung und trägt, wie bereits erwähnt, maßgeblich zum Erfolg der Endoprothetik bei. Im Gegensatz zur zementfreien Implantation muss hier jedoch unter der Operation – teils sehr kraft- und zeitaufwendig – eine, die Maße der einzubringenden Prothese überschreitende Markraumausweitung erfolgen, um die nötige Zementhöhle zu schaffen.



Abb. 4a: Zementierte Hüftendoprothese, proximales Segment



Abb. 4b: Zementierte Hüftendoprothese, intermediäres Segment

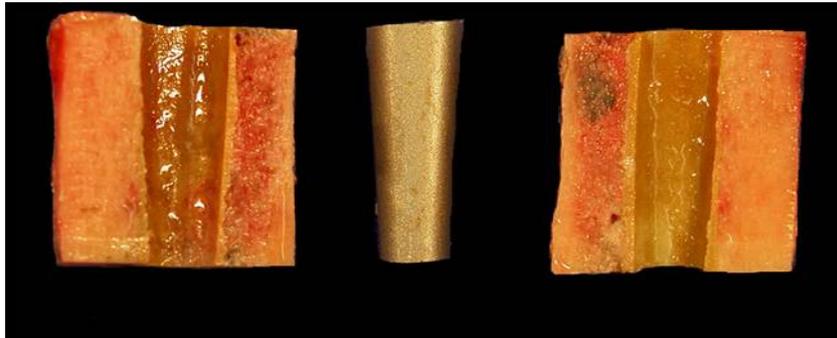


Abb. 4c: Zementierte Hüftendoprothese, distales Segment

Als wesentlicher Vorteil dieser Verankerungsart ist die Verteilung der einwirkenden Kraft bzw. Last über eine große Knochenfläche zu sehen, wodurch eine hohe Primärsteifigkeit erreicht wird. Bereits kurz nach der Operation ist somit eine Mobilisierung der Patienten möglich, was v.a. bei älteren Patienten – insbesondere im Hinblick auf Komplikationen einer längerfristigen Immobilisierung – eine nicht unerhebliche Rolle spielt.

Bei Revisionseingriffen führt diese Verankerungsart jedoch zu Problemen, da die Entfernung der Zementreste sich oftmals sehr schwierig gestaltet und das verbleibende Knochenbett nach dem Entfernen von Prothese und Zement größer ist als beim ersten Eingriff, wodurch eine erneute Implantation deutlich erschwert wird. Ein weiteres Argument, das nach Meinung vieler Kritiker für die Protheseneinbringung ohne den Gebrauch von Knochenzement spricht, ist ein signifikant höheres Ausmaß an Fetteinschwemmung in die Blutbahn bei der zementierten im Vergleich zur zementfreien Schaftverankerung [17].

### 1.2.2 *Zementfreie Verankerung*

Zur Gruppe der zementfreien Hüftendoprothesen zählt man jene, die ohne Knochenzement im Femurschaft verankert werden (vgl. Abb. 5a-c). Die Implantation eines solchen Prothesenmodells ist sehr knochensparend und wird daher zunehmend bei jüngeren Patienten – aufgrund der altersbedingt zu erwartenden häufigeren Wechseloperationen – angewandt. Die Prothesenoberfläche ist hier zumeist durch die Veränderungen wie Ätzung, Sandstrahlbehandlung oder Aufsintern von kleinen Kugeln oder Tetrapoden vergrößert oder auch mit z.B. anorganischen Materialien beschichtet. Durch derartige Modifikationen soll das Anwachsen des Knochens an die Prothese, d.h. die Osteointegration, unterstützt werden [45]. Letzteres kann jedoch auch ein Problem darstellen. Dies ist der Fall, wenn die Strukturen sehr fest im Implantatbett haften, somit ein Heraus-schlagen der intakten Prothese in aller Regel nicht gelingt, ohne entsprechende Fensterungen im Femurknochen vornehmen zu müssen.

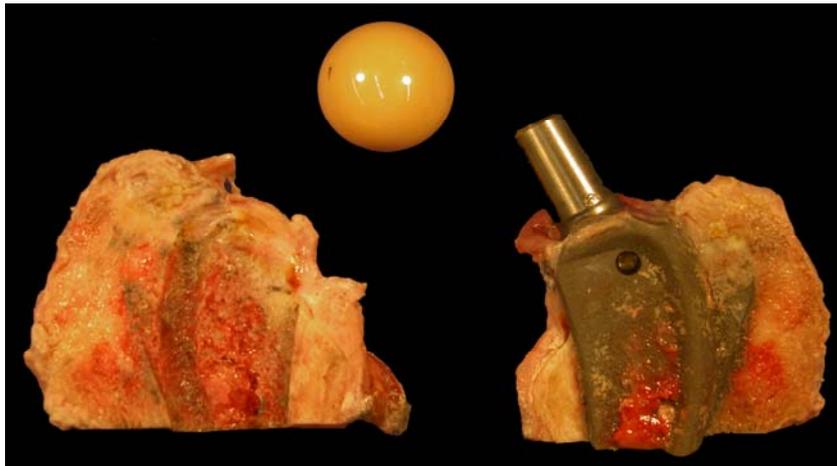


Abb. 5a: Unzementierte Hüftendoprothese, proximales Segment

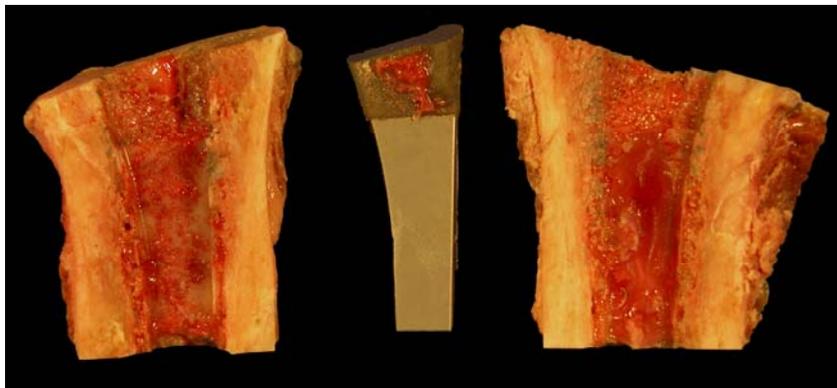


Abb. 5b: Unzementierte Hüftendoprothese, intermediäres Segment

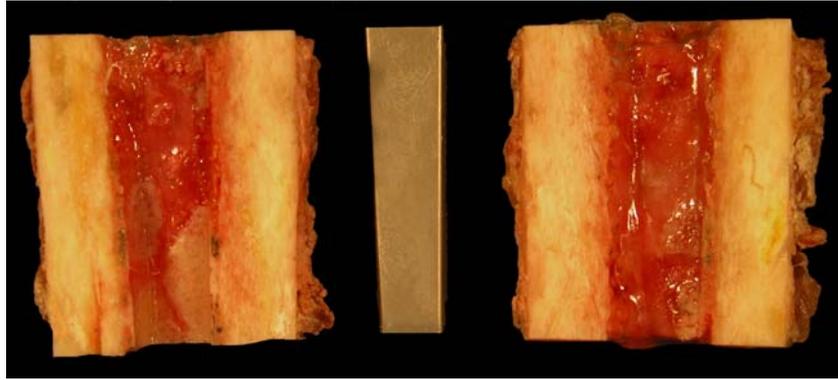


Abb. 5c: Unzementierte Hüftendoprothese, distales Segment

### 1.3 Primärimplantation

#### 1.3.1 *Häufigkeit*

Täglich werden von Chirurgen und Orthopäden zahlreicher Länder routinemäßig degenerativ veränderte oder zerstörte Gelenke operativ durch Fremdimplantate ersetzt. Jährlich erfolgen etwa 160.000 bis 180.000 Primärimplantationen von Hüftendoprothesen in Deutschland, weltweit sind es derzeit knapp eine Million. Die Zunahme des teilweisen oder totalen Ersatzes eines kranken oder geschädigten Hüftgelenkes durch eine entsprechende Prothese ist eindrucksvoll. Noch vor sieben Jahren wurden „nur“ ca. 750.000 jener operativen Eingriffe weltweit durchgeführt, die Zahl der Primärimplantationen in Deutschland war im Vergleich zu heute halb so groß [37].

#### 1.3.2 *Indikation*

Ist die Funktion des eigenen Hüftgelenkes dauerhaft gestört bzw. durch Schmerzen stark eingeschränkt, wird dieses durch ein Implantat ersetzt. Die Ursachen für die Notwendigkeit eines Hüftgelenkersatzes sind vielfältig.

Häufigste Indikation stellt die Arthrose dar. Nicht zu vernachlässigen ist auch die anhand von Studien getroffene Aussage, dass 30 % aller mehr als 65-Jährigen gut einmal im Jahr stürzen, bei mindestens 1 % kommt es zu Brüchen und auch zu den gefürchteten Schenkelhalsfrakturen. – Nebenbei bemerkt, allein die Folgekosten derzeit in Deutschland auftretender Schenkelhalsfraktur liegen bei rund einer Milliarde Euro im Jahr [23].

Des Weiteren finden sich Gründe wie Entzündungen des Gelenkknorpels, Fehlbildungen bzw. Deformierungen, Überlastungen der Gelenkbestandteile oder einfach die genetische Veranlagung für diesbezügliche Gelenkerkrankungen. Oftmals kann der Ge-

lenkverschleiß jedoch auf keinen konkreten Mechanismus zurückgeführt werden.

Ursächlich für Schädigung des Hüftgelenkes junger Menschen sind zumeist Arbeits-, Sport- oder Verkehrsunfälle. Bezüglich letzterem ist besonders die sog. „dashboard-injury“, d.h. der Knieanprall am Armaturenbrett zu nennen.

### 1.3.3 *Probleme*

Trotz beeindruckender Therapieerfolge der weltweit in riesiger Zahl durchgeführten Hüftalloarthroplastiken sind die mit diesen Eingriffen verbundenen Probleme längst nicht beseitigt.

Neueste Langzeituntersuchungen haben gezeigt, dass die aseptische Prothesenlockerung zu den wesentlichen ungelösten Problemen der Endoprothetik gehört und aufgrund ihrer Häufigkeit (74 % nach Ergebnissen der sog. Schwedenstudie) auch als Hauptproblem anzusehen ist.

Diesem Vorgang zugrundeliegend ist eine chronisch entzündliche Reaktion, die sich gegen durch Verschleiß entstandene Abriebpartikel der verwendeten prothetischen Materialien richtet. Besonders immunkompetente Zellen wie Makrophagen spielen hierbei eine entscheidende Rolle. Infolge des Kontaktes mit den Abriebpartikeln bzw. der Phagozytose dieser Partikel kommt es zur Aktivierung des Makrophagensystems. Auch andere Zellen wandern ein und akkumulieren sich. In der Literatur beschrieben sind beispielsweise Lymphozyten, Fremdkörperriesenzellen, Osteo- und Fibroblasten [47]. Insbesondere die von Makrophagen im Rahmen der chronischen Inflammationsreaktion freigesetzten Zytokine, wie z.B. Tumornekrosefaktor alpha oder Interleukine, begünstigen dann über die Aktivierung von Osteoklasten – bei Überwiegen des knochenabbauenden gegenüber dem knochenaufbauenden System – die periprothetische Knochenresorption [47].

Bei den heute verwendeten Hüftgelenkendoprothesen zeigen sich vornehmlich folgende Verschleißpartikel: Knochenzement mit den wesentlichen Bestandteilen Polymethylmetacrylat und einem Kontrastmittelanteil, Polyethylen-, Metall- und Aluminiumoxydkeramikteilchen [4]. Bortz (1984) beschrieb, dass in einem modernen Gelenk bei Metall-Metall-Paarungen jährlich ca. 500 Milliarden kleinster Abriebpartikel oder 500.000 Partikel mit jedem Schritt entstehen [20]. Aufgrund fehlender Möglichkeiten der Früherkennung von nichtinfektiösen Implantatlockerungen gibt es derzeit jedoch auch keine effektiven Therapieansätze zur Versorgung der Patienten im Frühstadium.

Nach Angaben der Literatur beläuft sich die Osteolyserate nach Implantation eines künstlichen Hüftgelenkes zwischen 8 und 56 % [34]. Als weitere, weniger häufige Gründe für derartig bedingten Verlust von Knochensubstanz wurden infektiöse Prozesse, bösartige Tumore oder Metastasen beschrieben. Auch immunologisch vermittelte Unverträglichkeitsreaktionen von Knochenzement [35] oder sonstigen Legierungsbestandteilen spielen daneben eine Rolle.

Als zweithäufigstes Problem der Endoprothetik zählt nach der aseptischen Lockerung die Infektion des Implantates. Ausgehend von einer publizierten Infektionsrate von 0,5 bis 1,4 % bei etwa 170.000 implantierten künstlichen Hüftgelenken im Jahr ist dementsprechend mit 800 bis 1700 Hüftendoprotheseninfektionen zu rechnen [8, 16].

Eine direkte Kontamination oder die hämatogene Aussaat – häufig von Erregern der normalen Haut oder des Urogenitaltraktes – führen zu jenen gefürchteten Infekten. Beeinflussende oder prädiktive Faktoren für Implantatinfektionen bzw. tiefe Wundinfektionen stellen Malnutrition, Harnwegsinfekte, Steroide, Hospitalisierungen vor der Operation oder vorangegangene operative Eingriffe sowie die rheumatoide Arthritis dar.

In Abhängigkeit vom Zeitpunkt des Infektionsnachweises wird therapeutisch ein reines Debridement oder ein ein- oder zweizeitiger Wechsel durchgeführt. Die Behandlung der infizierten Prothese hat neben der Heilung des Infektes die Schmerzfreiheit und die Erhaltung der Funktion der betroffenen Extremität und somit die Erhaltung der sozialen Unabhängigkeit zum Ziel [15].

Schmerzen nach Implantation einer TEP im Hüftgelenk ohne Zement werden, je nach Prothesenmodell, mit einer Häufigkeit von 1 bis 17,6 % beschrieben [6, 26].

Besonders eine trotz eingehender Diagnostik ursächlich nicht zuzuordnende, anhaltende Schmerzsymptomatik ist für Patient und Operateur äußerst unbefriedigend. Neben den häufig diesbezüglich bekannten Komplikationen wie aseptische Lockerung, Infektion oder heterotope Ossifikation und Weichteilentzündungen, wie z.B. die Bursitis trochanterica, kommen ebenso, aber seltener Muskelhernien, Kapselinklemmungen oder das sog. Ileopsoaskontaktphänomen als Auslöser von Schmerzen in Betracht.

Andere Gründe, die die Lebensdauer eines künstlichen Gelenkes begrenzen können, sind neben möglicherweise osteolysebedingten auch auf Traumata zurückzuführende Knochenfrakturen, Luxationen, Prothesenbrüche oder Sekundärinfektionen.

Als unerlässliche Voraussetzungen für die dauerhafte knöcherne Fixierung zementfreier Prothesen sind eine an das natürliche Hüftgelenk angepasste biomechanische Wechselwirkung und die Osteointegration anzusehen – wobei für letztere der direkte Imp-

lantat-Knochen-Kontakt sowie eine entsprechend große Kontaktfläche unerlässlich sind [30, 36]. In diesem Zusammenhang stellt zumeist die im menschlichen Organismus neu gebildete Grenzschicht zwischen Knochen und Implantat eine wesentliche Schwachstelle für die Dauerhaltbarkeit der künstlichen Hüftgelenke dar. Ohne das Erreichen der postoperativen sog. Primärstabilität erfolgt kein knöchernes Einwachsen des Implantates. Jegliche Belastungen, die Mikrobewegungen von mehr als 150 µm zwischen Prothese und Knochenlager verursachen, führen zu einer lediglich fibrösen Fixierung, da es unter diesen Bedingungen nur zum Einwachsen einer Bindegewebsschicht um die Prothese kommt [5, 28, 32]. Die Größe und Verteilung der durch die dynamischen Belastungen hervorgerufenen Spannungen im Kontaktbereich der verschiedenen Materialien werden erheblich durch die konstruktive Gestalt, die Verankerungsart der Prothese und deren räumliche Stellung bedingt. Diese Einflussgrößen sind somit als wesentliche Ursache der zu beobachtenden, unerwünschten Prothesenwanderungen und -lockerungen anzusehen. Ebenfalls notwendig für die Osteointegration ist vitaler, d.h. vaskularisierter und stabiler Knochen. Umso behutsamer die Operationstechnik und geringer die Verletzung der Ernährungsgefäße im Markraum ist, desto besser sind die biologischen Möglichkeiten zum Knochenwachstum.

Des Weiteren beinhaltet Osteointegration auch eine physiologische Anpassung des knöchernen Implantatlagers an die Belastung durch das Implantat. Die durch den künstlichen Ersatz veränderte mechanische Belastung des Gelenkes löst nämlich einen Remodellierungsprozess aus [9, 22], welcher unter Voraussetzung der nötigen initialen Stabilität im Idealfall zu einem neuen, angepassten Gleichgewicht führt [43, 46]. Anzustreben ist jedoch neben der sicheren Implantatverankerung eine möglichst physiologische Belastung des Implantatlagers und somit Minimierung der unvermeidbaren Belastungsmusterveränderungen, um dementsprechend nur geringe Remodellierungsvorgänge hervorzurufen.

## 1.4 Revision

### 1.4.1 *Häufigkeit*

Wie bereits erwähnt, stellt der partielle oder totale künstliche Gelenkersatz heutzutage einen operativen Routineeingriff dar – nach wie vor existieren diesbezüglich jedoch noch einige ungelöste Probleme. Nach etwa 10 bis 15 Jahren wird bei etwa 15 % der Patienten eine Wechseloperation erforderlich. Auch aufgrund der Ausweitung auf im-

mer jüngere Patientengruppen kam es in den letzten Jahrzehnten zu einer kontinuierlichen Zunahme von Gelenkendoprothesenimplantationen. Da die Standzeit der Prothese im knöchernen Lager die Lebenserwartung der Patienten unterschreitet, hat sich naturgemäß die Häufigkeit der Prothesenwechseloperationen stark erhöht. Im Jahr 2001 kam bereits eine Revision auf zehn Neuimplantationen [4]. Derzeit sind in Deutschland jährlich mindestens 20.000 Revisionseingriffe zu verzeichnen.

#### 1.4.2 *Indikation*

Den Erfolg eines Gelenkersatzes betreffend werden nicht nur operativ höchste Anforderungen an den erstimplantierenden Chirurgen gestellt, er muss auch langfristig die Folgen seines Tuns berücksichtigen und verantwortungsvoll damit umgehen, denn ob und zu welchem Zeitpunkt eine Revision nötig wird, entscheidet sich oft schon bei der Primärimplantation. Die lebenslange Beobachtung des prothetisch versorgten Patienten gehört zu den Verpflichtungen, deren sich der Implantateur bewusst sein sollte, denn gerade die aseptische Lockerung und somit das schleichende Versagen der Prothese wird insbesondere von den älteren Patienten kaum wahrgenommen. Der Erfolg eines operativen Prothesenwechsels wird jedoch stark vom Ausmaß der Knochenlager- und ggf. Weichteildefekte zum Zeitpunkt der Indikationsstellung beeinflusst und erfordert somit eine möglichst frühzeitige diesbezügliche Diagnosestellung ärztlicherseits.

Als Hauptkomplikation – sowohl der zementierten als auch der zementfreien Prothesenverankerung – wird die aseptische Lockerung angesehen. Aber auch infektiös bedingte Lockerungen, Dislokationen oder Materialversagen ziehen in vielen Fällen einen Revisionseingriff nach sich. Zum Materialversagen im engeren Sinne gehört nicht nur das Versagen der Fremdmaterialien, sondern auch der körpereigenen Gelenkbestandteile. So finden sich neben osteolytisch oder traumatisch bedingten Frakturen des Femurs (z.B. der Rollhügel) auch Acetabulumperforationen oder Paresen gelenknah verlaufender Nerven (Femoralis-, Peronäusparese) [12, 13, 38].

#### 1.4.3 *Probleme*

Es ist anzunehmen, dass die Therapie der gelockerten Hüftprothese auch zukünftig durch den operativen Prothesenwechsel erfolgen wird. Etwa 20 % der heute in Europa durchgeführten prothetischen Eingriffe sind Revisionen [31]. Das Versagen des Primärimplantates ist teuer – nicht nur aufgrund der Kosten des Revisionseingriffes bzw. neuen Implantates, sondern auch infolge des vorzeitigen Verlustes der Selbstständigkeit

und der damit verbundenen volkswirtschaftlichen Kosten, sprich fehlende Arbeitsfähigkeit und Pflegebedürftigkeit.

Wie im vorangegangenen Kapitel bereits angedeutet, kann man davon ausgehen, dass sich durch eine geeignete Implantatwahl und optimale Primärimplantation bzw. Verankerungstechnik unnötige Revisionseingriffe nach nur kurzer Zeit mit ihren zusätzlichen Problemen verhindern lassen [12].

Wechseloperationen gestalten sich beispielsweise infolge erheblicher sanierungsbedürftiger Femurdefekte oftmals sehr schwierig. Prinzipiell sollte eine Hüftendoprothese eine proximale Krafteinleitung ermöglichen, damit eine Atrophie des proximalen Femurs durch die sog. Stressprotektion verhindert wird. Aufgrund ausgeprägter Knochenresorptionsareale ist in diesen Fällen dann nur eine distale Fixierung möglich [42].

Weitere, die Vielfalt der möglichen anatomischen Defektsituationen belegende Faktoren, wie die Gelenkinstabilität, Insuffizienz der pelvitrochanteren Muskulatur, Beinlängendifferenzen und Entfernung von Knochenzement, stellen neben dem Verlust von Knochenmasse v.a. in der Revisionschirurgie schwierige Herausforderungen dar. So hat beispielsweise der Erhalt bzw. die Rekonstruktion von Trochanter major und minor in ihrer Funktion als Sehnenansatzpunkte besondere Bedeutung, denn die Einschränkung oder gar der Verlust der Abduktorenfunktion zieht unweigerlich ein erhöhtes Luxationsrisiko nach sich [10]. Auch die operativ bedingte Vernarbung oder eine fehlende Innervation des Abduktorensystems durch eine Schädigung des im Operationsgebiet verlaufenden N. gluteus superior führt zu einem Versagen des Hüftgelenkersatzes.

Um also die „Normalanatomie“ wiederherzustellen, muss der Operateur ein breites Spektrum von Verankerungs- und Rekonstruktionsprinzipien beherrschen, über differenzierte Instrumentarien zur Entfernung defekter Implantate und gleichzeitig über eine ganze Palette an Revisionsimplantaten verfügen.

In diesem Zusammenhang spielt bei Wechseloperationen auch die Problematik der Erkennung des Prothesenmodells, der verwendeten Materialien sowie der Kompatibilität des vorliegenden Implantates mit anderen Prothesensystemen eine große Rolle. Wie oft das Problem der Identifizierung der „Altprothesen“ auftritt, ist bis heute wissenschaftlich nicht belegt.

## 1.5 Ziel der Arbeit

Die Tatsache, dass derzeit etwa 300 verschiedene Hüftprothesensysteme auf dem europäischen Markt angeboten werden, legt die Vermutung nahe, dass die ideale Prothese noch nicht gefunden wurde bzw. es eine solche – möglicherweise aufgrund der zahlreichen individuellen Prothesenträgermerkmale – nicht gibt. In Deutschland existieren bis dato wenig verfügbare Daten über die Häufigkeit und Funktionalität der gebräuchlichen Prothesenmodelle, wodurch sich das Ab- bzw. Herausheben geeigneter Implantate sehr schwierig gestaltet.

Dem Thema der Arbeit zugrundeliegend ist das Bestreben nach einer Optimierung der Prothesensysteme, da die Implantation von TEP heutzutage zu den häufigen chirurgischen Routineeingriffen zählt, die Lebensdauer künstlicher Hüftgelenke jedoch nach wie vor deutlich begrenzt ist. Aufgrund der steigenden Lebenserwartung und v.a. auch der immer größeren Anzahl jüngerer Patienten nimmt die Zahl an Erstimplantationen und Revisionseingriffen stetig zu. Es ist daher nachvollziehbar notwendig einen Überblick über Häufigkeit und Funktionalität der verschiedenen Prothesenmodelle zu gewinnen und dies sozusagen als Feedback an Implantateure und Implantathersteller weiterzugeben.

Um dies zu verwirklichen, wurde eine Studie konzipiert, die einerseits die Dokumentation sämtlicher nach Einäscherung im Krematorium Hamburg-Öjendorf anfallender TEP sowie andererseits die – im Folgenden dargestellte – Analyse einer großen Anzahl von Autopsiepräparaten umfasst. Das gegenständliche Projekt ist also Teil einer breiteren Studie, welche aufgrund der hohen Probenzahl eine einmalige Untersuchung des aktuellen Implantationsstatus erlaubt. So soll in dieser Arbeit überprüft werden, inwieweit eine Abhängigkeit der Inkorporation von unzementierten Hüftschäften von Schaftdesign, Standdauer und patientenspezifischen Faktoren vorliegt.

Um insbesondere hinsichtlich der Funktionalität – der als „erfolgreich implantiert“ zu bezeichnenden Prothesen - die erforderliche Aussagekompetenz zu erzielen, war ausschließlich eine Präparatbeschaffung unter Erhaltung der pathophysiologischen Anatomie bzw. des „in situ“-Bildes zulässig. Das vorliegende Konzept ist mit den Methoden und v.a. Möglichkeiten der klinischen Medizin als alleinige Disziplin nicht vergleichbar – die Notwendigkeit einer engen Zusammenarbeit von Klinik und Forschung ist für den medizinischen Fortschritt unbestritten und wird im Folgenden anhand der Kooperation der an diesem Projekt beteiligten Partner bzw. Arbeitsbereiche beispielhaft verdeutlicht.

Wie häufig in der Literatur beschrieben, ist anzunehmen, dass die Ergebnisse von Studien mit menschlichen Präparaten eine Abhängigkeit vom Einzugsgebiet zeigen. Entscheidend für die chirurgische bzw. orthopädische Qualität sind v.a. die Qualifikation der Ärzte, Therapeuten und des Pflegepersonals, die Ausstattung der Klinik, die verwendeten Implantate sowie die Koordination von Untersuchung, Operation und anschließender Therapie. Diesbezüglich ist als Leistungsmerkmal, das in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen hat, die Qualitätssicherung zu nennen. Nur durch die Erhebung und Dokumentation von Daten sowie eine entsprechende Datenanalyse und ein Ergreifen der notwendigen Konsequenzen kann eine Qualitätssicherung erreicht werden. Voraussetzung stellt in jedem Fall die Bestandsaufnahme der aktuellen Situation dar. Billroth betonte stets, dass aus Fehlern besser zu lernen sei als nur aus mitgeteilten Erfolgen. Seines Erachtens könne man Qualität als das „Erreichte im Vergleich zum Machbaren, bezogen auf die Menge des Gewünschten“ ansehen [20]. Ziel der Qualitätssicherung ist es also primär, vorhandene Defizite in der Qualität aufzuzeigen und infolge dessen einen Veränderungsprozess zur Verbesserung der Patientenversorgung in Gang zu setzen.

Gleichermaßen soll auch diese Arbeit durch das Vorliegen von „in situ“-Beobachtungen einen Einblick in die Implantationsqualität in diesem Landesteil liefern, so dass vielleicht Implantate optimiert und Operationen mit größerer Sorgfalt durchgeführt werden. Im Idealfall könnte auf diesem Weg die Verweildauer der eingebrachten Prothesen verlängert, die Zahl der Revisionseingriffe reduziert und letztlich die Lebensqualität gesteigert werden.

## 2 **Material und Methode**

### 2.1 Auswahl der Präparate

#### 2.1.1 *Krematoriumsleichenschau*

Das Krematorium in Hamburg-Öjendorf weist bundesweit die höchste Einäscherungsrate eines Einzelkrematoriums auf und ist hinsichtlich seiner Kapazität so ausgestattet, dass nicht nur Verstorbene aus der Hansestadt Hamburg, sondern auch aus dem näheren und weiteren Umfeld dorthin zur Kremierung verbracht werden.

Als Voraussetzung für die Genehmigung zur Feuerbestattung ist – neben einer Unbedenklichkeitsbescheinigung der für den Sterbeort zuständigen Polizeibehörde – der Abschluss eines nicht natürlichen Todes erforderlich. Dieser erfolgt im Rahmen einer ärztlichen sog. Krematoriums-Leichenschau durch einen Gerichtsmediziner oder einen ermächtigten Arzt mit besonderen Sachkenntnissen auf dem Gebiet der Rechtsmedizin. Kann der Verdacht eines nicht natürlichen Todes hierbei nicht ausgeräumt werden bzw. lässt sich die Todesursache nicht sicher feststellen, ist zur möglichen Klärung der vorbehandelnde Arzt zu befragen oder die Obduktion anzustreben.

Fanden sich während dieser zweiten ärztlichen Leichenschau Zeichen eines operativen Eingriffes im Bereich des Hüftgelenkes bzw. Oberschenkels, wurde dies – über den Zeitraum vom 01.04.2003 bis zum 31.03.2004 – zusammen mit der Registrierungsnummer im Krematorium sowie den bekannten persönlichen Daten des Verstorbenen dokumentiert. So konnten diejenigen Verstorbenen identifiziert werden, die als potentielle Studienteilnehmer in die weiteren Maßnahmen einzubeziehen waren.

#### 2.1.2 *Anamnese der Prothesenträger*

In Anschluss an die Krematoriumsleichenschau wurden die hierbei identifizierten potentiellen Studienteilnehmer dann gesondert aufbewahrt und sozusagen „angehalten“ – was sich auf den Ablauf der Feuerbestattung bezieht. Zumeist kam es durch das „Anhalten“ des Leichnams zu keiner zeitlichen Verschiebung der anstehenden Feuerbestattung, da häufig die hierzu nötigen Formalien zum Zeitpunkt der ärztlichen Leichenschau ebenfalls noch nicht vollständig abgewickelt waren.

In wenigen Fällen verzögerte sich die Kremation um ein bis maximal zwei Tage.

#### 2.1.2.1 Ursprung der Daten

Die aus dem vertraulichen Teil der Todesbescheinigung ersichtlichen Patientendaten wurden durch einen in das Projekt TEP-Studie integrierten Arzt ausgewertet. Es erfolgte die Kontaktaufnahme zu den von den Angehörigen beauftragten Bestattern. Diese waren zuvor über die wissenschaftliche Studie schriftlich ausführlich informiert worden. Die Kooperationsbereitschaft war sehr positiv, nachdem der Sinn und Zweck der Untersuchungen erläutert worden war. Nach Kontaktierung des für den jeweiligen Verstorbenen zuständigen Bestatters – zwecks Information und Beteiligung der Angehörigen – nahm der oben genannte ärztliche Kollege telefonisch Verbindung zu den Hinterbliebenen auf, um weitere Daten über die Implantate und v.a. die Prothesenträger zu erheben.

#### 2.1.2.2 Vorgang der Datenerhebung/Explantationsgenehmigung

Im Rahmen der Angehörigen-Telefonate erfolgte zunächst eine orientierende In-Kennsitzung über Methodik, Ablauf sowie klinischen und wissenschaftlichen Hintergrund der sog. TEP-Studie. Die Angehörigen wurden über die beabsichtigte Entnahme des früher operierten Hüftgelenkes informiert. Schließlich wurde um die Einwilligung zur Explantation des Hüftgelenkes und angrenzenden Oberschenkelschaftes (inklusive TEP) – entsprechend dem mutmaßlichen Willen der verstorbenen Person – gebeten. Oftmals stellte sich hierbei auch heraus, dass nicht ein künstliches Hüftgelenk, sondern andere osteosynthetische Materialien wie Gammanägel oder dynamische Hüftschrauben eingebracht worden waren. Teilweise konnten die Angehörigen detaillierte Fragen zur durchgeführten operativen Versorgung nicht bzw. nur sehr unvollkommen beantworten. Soweit es im Gespräch mit den Angehörigen möglich war, wurden auf diesem Weg auch Prothesenträger-spezifische Daten erfragt wie Indikation, Zeitpunkt (Jahr) und Ort (Krankenhaus) des – möglicherweise wiederholten (Revision) – künstlichen Gelenkersatzes sowie Mobilität nach der Implantation bzw. zum Todeszeitpunkt.

#### 2.1.3 *Ausschlusskriterien*

Bezüglich der Angehörigen-Telefonate ist anzumerken, dass die Zustimmungquote relativ hoch war. In den Fällen, in denen als einziger Hinterbliebener der hochbetagte Ehepartner zu ermitteln war, wurde zumeist bereits im Vorfeld aus Gründen der Rücksichtnahme von einem Anruf abgesehen.

Teilweise standen die Hinterbliebenen der angestrebten Entnahme des künstlichen Hüftgelenkes ihres Angehörigen jedoch auch ablehnend gegenüber. Hier fielen u.a.

Bemerkungen wie „Sie ist doch kein Ersatzteillager“. Oder sie erbaten sich zu lange (mehr als zwei Tage) Bedenkfristen, da sie beispielsweise die Entscheidung über eine eventuelle Explantation nicht allein treffen wollten. Auch kam es vor, dass schlichtweg keine Angehörigen ermittelbar waren oder aber telefonisch nicht erreicht werden konnten. Manchmal war ein Angehörigen-Telefonat auch deswegen nicht möglich, da einige Bestatter aus Rücksichtnahme die Erreichbarkeit der Angehörigen nicht vermitteln wollten oder aber einfach kein Kontakt herzustellen war.

Erschien die TEP-Narbe sehr frisch, musste ärztlicherseits zunächst abgeklärt werden, ob eventuell ein Zusammenhang zwischen der operativen Protheseneinbringung und dem Todeseintritt nahe lag. In diesen Fällen hatte die Explantation zunächst zu unterbleiben; es mussten erst einmal polizeiliche Ermittlungen unter dem Aspekt eines nicht natürlichen Todes eingeleitet werden.

Einen weiteren Grund für den Verzicht auf eine Prothesenexplantation stellte schlicht und einfach der Zustand des Verstorbenen in fortgeschrittener Fäulnis dar. Eine erkenntnisreiche morphologische Beurteilung war in diesen Fällen aufgrund fäulnisbedingter Gewebsveränderungen nahezu ausgeschlossen.

## 2.2 Explantation

Gaben die Hinterbliebenen ihr Einverständnis zur Explantation der Hüftprothese, erfolgte unverzüglich die Präparation und Entnahme des entsprechenden Gelenkes im Sektionsraum im Krematorium durch einen Rechtsmediziner.

Zuvor wurde mittels eines Maßbandes die Körperlänge gemessen und unter Einbeziehung dieses Wertes sowie der Statur und des Ernährungszustandes des Verstorbenen das Körpergewicht geschätzt und dokumentiert.

Eine Feststellung, ob durch eine entsprechende Narbenlokalisierung gekennzeichnete Leichname auch tatsächlich mit Hüftendoprothesen versorgt worden waren oder aber anderweitige Osteosyntesematerialien vorlagen, konnte erst im Rahmen der Präparation getroffen werden. Die Möglichkeit einer zu diesem Zweck anwendbaren Röntgendiagnostik im Krematorium Öjendorf fehlt bisher. So ließ sich die Versorgung des Verstorbenen mit einem künstlichen Hüftgelenk häufig erst im Rahmen der beabsichtigten Probenentnahme verifizieren bzw. ausschließen.

In Fällen unklarer Modalität des chirurgischen Versorgungsumfanges erfolgte nach Inaugenscheinnahme der – fraglichen – TEP-Narbe vorne, etwas lateral der Mittellinie, im hüftgelenknahen Drittel des Oberschenkels ein ca. 5 cm messender Haut- bzw. Weich-

gewebsschnitt bis auf den dort in der Tiefe befindlichen Schenkelhalsbereich. Der Gelenkspalt bzw. Eintritt des Femurkopfes in die Beckenpfanne sowie die angrenzende Schenkelhalsregion wurden freipräpariert, so dass der proximale metallene Prothesenteil anstelle der üblichen knöchernen Strukturen von Femurkopf und -hals erkennbar war.

Hierdurch ließen sich auch anderweitige Metalleinbringungen wie Gammanägel oder dynamische Hüftschrauben differenzieren. In diesen Fällen wurden die Verstorbenen nach dem Verschluss des gelegten Schnittes mittels Hautnaht und Dokumentation jenes Negativbefundes umgehend der Kremation zugeführt.

Bestätigte sich anatomisch die Einbringung eines Hüftgelenkersatzes, erfolgte eine zielgerichtete Entnahme beginnend mit einer Verlängerung des Probeschnittes nach distal durch die Oberschenkelmuskulatur entlang der äußeren Femurkante bis etwa eine Handbreit über das Kniegelenk und ebenso nach proximal bzw. hier nach lateral im Verlauf des vorderen und seitlichen Beckenkammes sowie nach medial bis an die Symphysenfuge heran, so dass letztlich ein T-förmiger Schnitt vorlag.

Bei der Schnittführung im Beckenbereich durchtrennte der/die explantierende Arzt/Ärztin mit einem schmalen Präpariermesser neben der Haut und dem darunter liegenden, z.T. sehr üppigen Fettgewebe die Rektusscheide direkt an der knöchernen Beckenwand – unter Schonung einer eventuell prall gefüllten, d.h. die Symphysenfuge überragenden Harnblase sowie oftmals stark geblähter, den Beckenschaukeln innenseitig anliegender Darmschlingen, die des Weiteren stumpf abgelöst und möglichst ins Beckeninnere zurückgedrängt wurden. Im Bereich des vorderen und seitlichen Beckengürtels präparierte der Explanteur die jeweiligen dort entspringenden inneren und äußeren Hüftmuskeln sowie die Oberschenkelmuskulatur und hier verlaufende Rumpfmuskulatur ab. Ebenso wurden weitere Weichgewebsstrukturen, wie Nerven, Bänder oder Gefäße, durchtrennt.

Im nächsten Schritt sägte der/die explantierende Arzt/Ärztin den Femur nach dessen kompletter Freilegung ca. 10 bis 15 cm oberhalb des Kniegelenkes durch. Die Explantation der Gelenkpfanne erfolgte großzügig in umgebenden knorpeligen und knöchernen Beckenringanteilen. Zunächst wurde die Knochenkontinuität in der seitlichen Beckenschaukel mittels eines Sägeschnittes innenseitig von der Crista iliaca nahezu senkrecht, sprich quer zur Körperlängsachse, in das Foramen ischiadicum majus beginnend gelöst, um dann den so vorgefertigten Knochenspalt durch Gebrauch eines großen, geraden

Flachmeißels und eines Hammers bis zur vollständigen Durchtrennung des seitlichen bzw. hinteren Beckenringes zu vertiefen (vgl. Abb. 6).

Zur vorderen Spaltung des Beckengürtels wurde falls nötig die Harnblase stumpf sowie das Weichgewebe scharf im Symphysenbereich vom Knochen abgelöst. Beckeninnen-  
seitig ließ sich die Symphysenfuge bzw. der Discus interpubicus, zumeist verknöchert,  
mittels Säge oder Meißelschlägen aufspalten (vgl. Abb. 6).

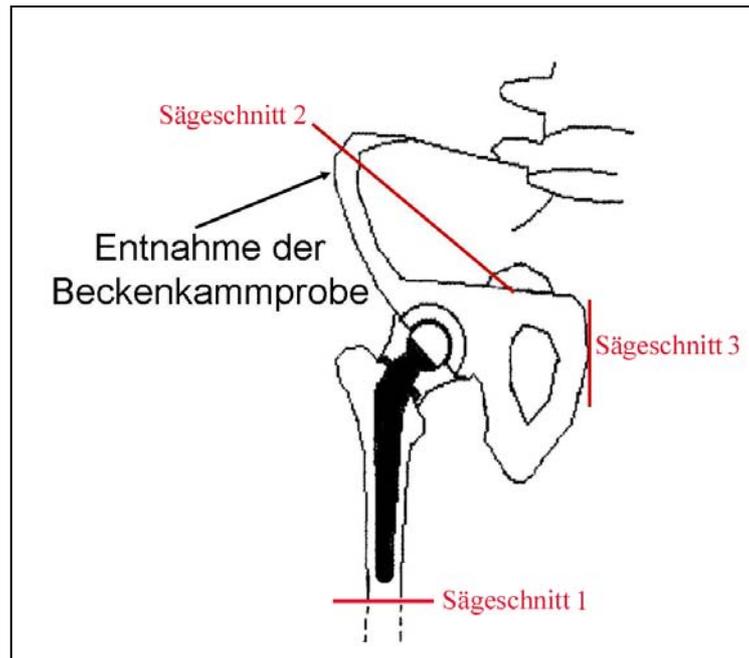


Abb. 6: Schnittführung bei Explantation

Das Präparat bestand schließlich aus dem die Gelenkpfanne umgebenden vorderen, seitlichen Viertel des Beckengürtels sowie den proximalen zwei Dritteln des Femurs. Es wurde sodann die Gelenkkapsel bzw. der Gelenkkapselbandapparat vollständig zirkulär – teils mit Präpariermesser, teils mit Skalpell – durchtrennt, um ein Luxieren des Kopfes aus der Pfanne zu ermöglichen und so die femorale von der azetabularen Gelenkeinheit zu trennen. Die Reste der Gelenkkapsel sowie übriges, den Knochenstrukturen noch anhaftendes Bindegewebe – wie z.B. auch die Membrana obturatoria – wurden mit Pinzette und Skalpell möglichst gründlich abpräpariert, um das spätere Wiederauftauen und Bearbeiten des Präparates im biomechanischen Labor zu erleichtern. Die Dauer des Vorganges der Explantation einer TEP, einschließlich der Präparatasservierung und Versorgung des Leichnams, betrug im Durchschnitt etwa eine Stunde.

### 2.2.1 *Beckenkammprobe*

Im Rahmen der Explantation wurde aus der Spina iliaca anterior superior ein ca. 1 x 1 cm großes Knochenstück herausgesägt und in Formalin asserviert. Anhand dieser Beckenkammprobe fanden osteopathologische Untersuchungen zur Bestimmung der Knochendichte statt.

### 2.2.2 *Präparatasservierung*

Im Anschluss an die Explantation erfolgte das – aufgrund unterschiedlicher späterer Untersuchungsmethoden notwendige – getrennte Verpacken der beiden nun vorliegenden Hüftgelenkpräparatanteile in jeweils zwei Plastiktüten. Diese wurden mit pseudonymisierten Aufklebern versehen (Präparatnummer sowie Implantationsseite der TEP). Anschließend wurden die Präparate bis zur weiteren Verarbeitung bei mindestens -18 °C tiefgefroren.

## 2.3 Verarbeitung der Präparate

### 2.3.1 *Radiologische Untersuchung*

Zunächst wurden sämtliche Proben einer Röntgendiagnostik unterzogen. Hier erfolgte nach radiologischer Darstellung der Endoprothesenschaftspitze im Femur deren Markierung auf der Knochenoberfläche.

### 2.3.2 *Schnittlegung im Trennschleifverfahren*

Bei der weitergehenden Präparatbearbeitung im Forschungsprojekt fand das sog. Trennschleifverfahren Anwendung. Das Präparat bzw. die zu untersuchende Schaft-Komponente wurde mittels dieser Methode der Schnittlegung sowohl in Querschnittebene in drei Anteile zerteilt – die im Folgenden entsprechend ihrer ursprünglichen Lokalisation als proximales, intermediäres und distales Präparatstück bezeichnet werden – als auch längsgeschnitten.

Wie durch zahlreiche Vorversuche ermittelt und bestätigt, ließen sich bei dieser Sägeschnittführung die unterschiedlichen Implantatmaterialien und Grenzschichtareale sowie das biologische Knochengewebe „strukturgetreu“ darstellen. Mechanische oder technisch apparative Einschränkungen bei der Beurteilung der Trennschichtoberflächen der Präparate konnten bei diesem Verfahren weitestgehend vermieden werden.

Die angewandte Conrad-Metalltrenmaschine WOCO P50 mit Wasserkühlung (vgl. Abb. 7) arbeitete unter Verwendung einer Trennscheibe aus Korund (Korundtrennscheibe 998/200 für 35 m/s). Dieses – nach dem Diamant das zweithärteste natürlich vorkommende – Mineral gehört mit der chemischen Zusammensetzung  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  zur Klasse der Aluminiumoxide. Aufgrund seiner großen Härte wird Korund im Werkzeugbereich v.a. als Schleifmittel (Schleifpapier, Trennscheiben usw.) eingesetzt.



Abb. 7: Conrad-Metalltren-Maschine

Auftretende Probleme hinsichtlich der Durchführung der apparativ-technischen Sägeschnittlegung, wie z.B. eine Denaturierung des (thermosensiblen) Knochengewebes infolge hoher thermischer Energieentladungen im Flächenareal der Sägeschnittebene durch die hochfrequenten Rotationen des Sägeblattes, konnten gelöst werden. So wurde der genannten Problematik der Exposition des Knochens mit zu hohen thermischen Energien durch kontinuierliche Wasserkühlung des Sägeblattes begegnet.

Durch die für die Metallstrukturen relevanten hochfrequenten Energieleistungen beim Schneiden des Metalls im Trennschleifverfahren ließ sich die Spanbildung des Metalls minimieren. Glatte und artefaktfreie Schnittebenen konnten generiert werden. Nicht vermeidbares Span- bzw. Bruchstückmaterial wurde mit einem flüssigen Trenn- und Kühlmittel weitgehend abgeführt – geringe Ablagerungen von Metallabrieb (im Sinne von schwärzlichen Verfärbungen auf der Schnittfläche) traten gelegentlich dennoch auf.

Des Weiteren konnte durch eine eigens hierfür entwickelte Haltevorrichtung eine weitgehend schwingungs- und vibrationsarme Fixierung des Präparates als „conditio sine qua non“ für die Gewähr möglichst optimierter Sägeschnitte verwirklicht werden.

### 2.3.3 *Anfertigung der Querschnitte*

Entsprechend der noch zu beschreibenden Lage der Schnittebenen ließ sich sodann eine Dreiteilung der Präparate im Trennschleifverfahren durchführen (vgl. Abb. 8).

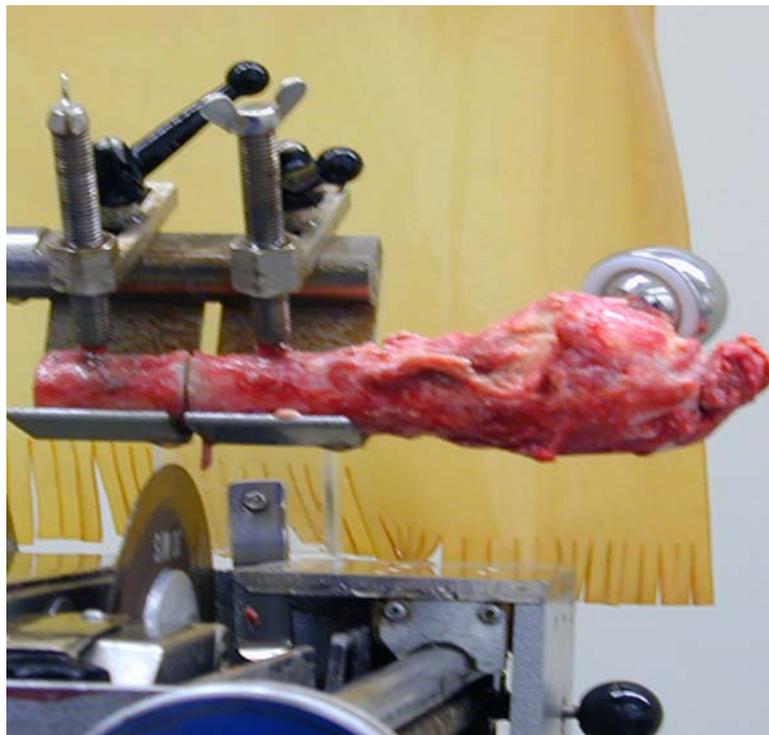


Abb. 8: Maschinelle Querschnittlegung

### 2.3.3.1 Lokalisation der Schnittebenen

Die Anfertigung der Schnitte erfolgte an drei definierten Segmenten in zwei verschiedenen Ebenen (vgl. Abb. 9).

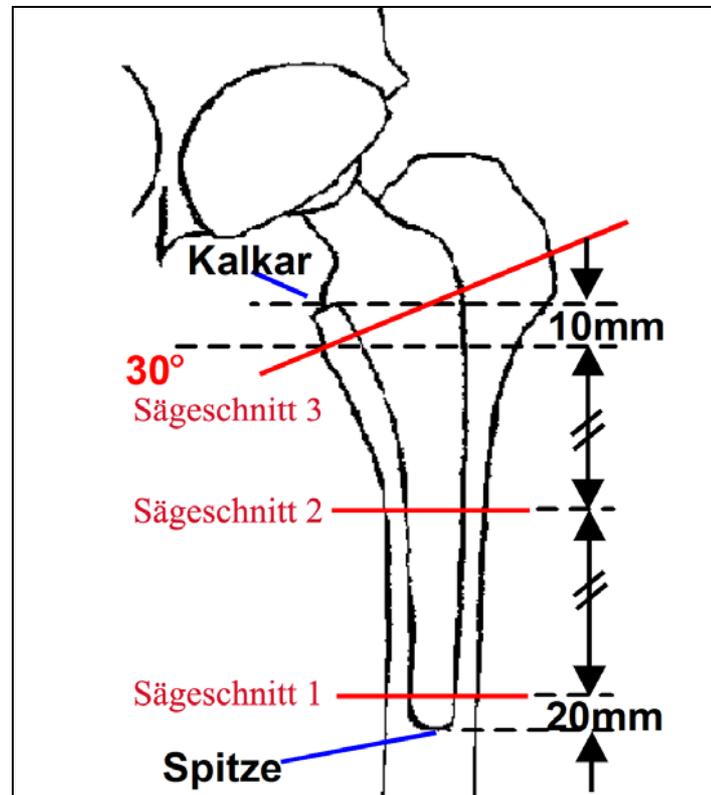


Abb. 9: Schnitfführung bei Querschnittlegung

Die Sägerichtung verlief am Femur stets von medial nach lateral. Dabei wurde mit dem horizontalen Schnitt 20 mm proximal der Schaftspitze (Distalschnitt, Schnittebene 1) begonnen, um das Präparatstück für die Trennung im mittleren (Schnittebene 2), wie auch trochanternahen proximalen (Schnittebene 3) Segment in geeigneter Weise für den Trennschleifvorgang fixieren zu können. Die Trennschleifflächen bzw. Schnittebenen 1 und 2 trennen die Segmente horizontal. Schnittebene 2 verläuft horizontal in der 50 % Distanz von Schnittebene 1 und der trigonometrischen Horizontalprojektion vom Schnittpunkt der Schnittebene 3 mit der imaginären Schaftachse. Schnittebene 3 trennt das Präparat in einer um den Winkel von 30° zur imaginären Schaftachse nach medial geneigten Ebene, die durch den Trochanter minor verläuft.

#### 2.3.4 *Dokumentation der Schnittflächenbeschaffenheit*

Im weiteren Verlauf wurden nach Anfertigung der Querschnitte sämtliche Schnittflächen fotografisch dokumentiert. Zur Anwendung kam diesbezüglich eine Digitalkamera, die in einer vorgefertigten Halteeinrichtung mit zwei zusätzlich verstärkenden Belichtungsquellen positioniert wurde.

Zunächst war jedoch in Fällen makroskopisch sichtbarer Partikelrückstände eine Reinigung der Flächen von eventuell ein- bzw. aufgetragenen Materialien wie Metallspänen oder Weichgewebsresten unter fließendem Wasser durchzuführen. Die bei gelegentlich nicht wischfester Konsistenz der Schnittflächen auftretenden Zustandsänderungen – z.B. durch Ausspülen von weichem Mark aus Knochenmarkshöhlen und andere Auffälligkeiten – wurden ebenfalls fotografisch festgehalten.

Unter dem Aspekt der festgelegten Kriterien wurden jeweils die schaftspitzenwärts freigelegten Schnittflächen in nachfolgend genannter Weise analytisch betrachtet und fotografiert.

In gleicher Vorgehensart erfolgte anschließend auch die fotografische Dokumentation der gefertigten Längsschnittflächen.

#### 2.3.5 *Anfertigung der Längsschnitte*

Im Anschluss an die Dokumentation der horizontal gelegten Schnittebenen mussten die Präparate bzw. die nach Querschnittlegung vorliegenden drei Segmente längsgeschnitten werden.

Auch hierbei kam im Bereich der intermediären und distalen Präparatsegmente das Trennschleifverfahren zur Anwendung. Mit der Conrad-Metalltrennmaschine war ein Aufsägen des Knochenschaftes in Frontalebene auf Höhe des Prothesenmittelpunktes problemlos zu bewerkstelligen (vgl. Abb. 10).

Der proximale Präparatanteil war dieser Schnittlegungsmethodik aufgrund seiner unlinearen Formung nicht zugänglich. Um das Relief der verschiedenen Prothesentypen in geeigneter Weise umreißen zu können, wurde ein per Hand geführter Fein-Multi-Master (hochfrequente Kleinsäge) eingesetzt. Das jeweils zu sägende proximale Präparatstück wurde im Prothesenkopfbereich im Schraubstock fixiert, so dass die mediale und laterale Schaftfläche in voller Länge durch die angewandte Handsäge erreicht werden konnte (vgl. Abb. 10).



Abb. 10: Maschinelle und manuelle Längsschnittlegung

Wiederum in Frontalebene erfolgte dann eine Schnittlegung von der Innen- bzw. der Außenseite des Knochens jeweils bis an die Prothese heran.

Es erwies sich hierbei als deutlicher Vorteil, das Präparat in gefrorenem Zustand zu bearbeiten – v.a. ein Ablösen aufgetauter, oberflächlicher Weichgewebsschichten beim Einspannen der Probe konnte so vermieden werden.

Wenn möglich, wurde das Implantat nun aus seinem Bett entfernt und die Beschaffenheit desselben hinsichtlich knöcherner oder bindegewebiger Struktur beurteilt. Ließ sich die Prothese auch unter Zuhilfenahme eines kleinen Meißels und Hammers nicht bzw. nur unter größerer Zerstörung des Implantatbettes oder sogar des gesamten Schaftes aus dem jeweiligen Segment entfernen, wurde dies entsprechend so dokumentiert bzw. fallweise zusätzlich fotografisch festgehalten (vgl. Kapitel 3.5.2 und Anhang A).

Abbildung 11 zeigt exemplarisch den Zustand eines Präparates nach erfolgter Quer- und Längsschnittlegung.



Abb. 11: Längs- und querschnittene Prothese

### 2.3.6 *Nicht geschnittene Präparate*

Nicht alle Präparate wurden, wie vorangegangen beschrieben, sowohl quer- als auch längsgeschnitten. Teilweise bedurfte es zuvor auch weitergehender Präparation und Entfernung von Cerclagen, die insbesondere eine Längsschnittlegung verhinderten. Fand sich bereits in Querschnittebene die typische „Sonnenform“ mit Oberflächenaufrauungen und aufgesinterten Kugeln o.ä., wurde von einer Präparatlängsteilung abgesehen, da es sich bei diesem Prothesenmodell – überwiegend vom Typ ESKA – wiederholt zeigte, dass ein Herauslösen des Implantates nicht ohne größere Zerstörung der zu beurteilenden Grenzfläche zwischen Knochen und Prothese zu bewerkstelligen war.

Dementsprechend sind 7 der 38 zu analysierenden Explantate zwar dreifach quer- jedoch nicht – bzw. zum Zweck der Festigkeitsüberprüfung nur im proximalen Segment – längsgeschnitten. Die makroskopische Auswertung der Grenzflächenbeschaffenheit erfolgte in diesen Fällen anhand der Querschnitt-Fotos und unter Berücksichtigung der mit den betreffenden Modellen im Rahmen der Studie gewonnenen Erfahrungen.

### 2.4 Analyse der Präparate

An dieser Stelle soll bereits eine statistische Auswertung (hinsichtlich Prothesen- und Prothesenträgerdaten) des untersuchten Probengutes erfolgen – insgesamt standen 38 Autopsiepräparate zur Verfügung, anhand derer die gegenständlichen Untersuchungen durchgeführt wurden.

#### 2.4.1 Prothesenschau

Nach der Aufarbeitung wurden die nun entsprechend zerteilten und anschließend fotografisch dokumentierten Implantate im Rahmen einer sog. Prothesenschau identifiziert (vgl. Tab. 1).

<b>Hersteller</b>	<b>Modell</b>	<b>Anzahl</b>	<b>TEP</b>
Schütt & Grundei	ESKA	6	127/129/216/246/254/255
Aesculap	Bikontakt	5	2/213/223/233/273
Howmedica	Calcarbloc	5	12/122/186/221/222
Allopro	Zweymüller	4	138/201/214/215
Howmedica	ABG-Hüftsystem	3	15/160/220
Howmedica	Madreporique	3	103/147/165
Aesculap	HP PM	2	157/204
De Puy	S-ROM	2	211/224
Orthoplast	Flächenadaption-HPS Suprakonitan	2	268/269
Aesculap	Antega	1	162
Artos	CENOS-Hohlschaft	1	25
Cremascoli	ANCA-FIT	1	108
Mecron	Mecrobloc	1	132
Peter Brehm	MRP-Titan	1	200
Protek	SL-Revisionsschaft	1	234

Tab. 1: Übersicht über vorkommende Prothesenmodelle (n = 38)

Dies gelang gemeinsam mit einem chirurgisch und orthopädisch versierten Gutachter teilweise bereits bei Betrachtung eines einzigen entsprechenden Fotos, teils jedoch auch erst unter Zuhilfenahme der gängigen Medien und/oder nachträglicher Präparation.

Die identifizierten Modelle konnten dann anhand der vergebenen TEP-Nummern dem jeweiligen Patienten zugeordnet und in tabellarischer Weise dokumentiert werden (vgl. Tab. 2a, b). Auf die hier aufgeführten Codierungen BV/TV und TBPf (Knochenwerte) soll in Kapitel 2.4.14 näher eingegangen werden.

TEP-Nr.	Name	Vorname	Gewicht [kg]	Größe [cm]	BV/TV	TBPf	Geburtsdatum			Sex
							Tag	Monat	Jahr	
2	C.	A.	58	154	k.A.	k.A.	11	5	1925	f
12	Z.	A.	85	174	k.A.	k.A.	12	8	1962	m
15	G.	W.	80	174	k.A.	k.A.	29	4	1917	m
25	H.	E.	60	158	8,82	3,33	6	11	1916	f
103	R.	C.	60	149	12,17	1,49	3	11	1923	f
108	G.	G.	80	164	27,38	0,02	19	10	1930	f
122	S.	T.	60	152	8,42	3,14	28	11	1914	f
127	H.	A.-M.	53	150	0,62	8,29	14	2	1915	f
129	T.	B.	50	158	6,62	2,28	16	2	1944	f
132	W.	B.	70	160	8,74	2,94	17	7	1935	f
138	H.	H.	70	178	14,94	1,22	30	5	1917	m
147	B.	E.	65	166	9,65	2,59	12	4	1912	f
157	T.	R.	80	164	8,25	2,37	10	9	1932	f
160	J.	K.	67	168	7,31	13,24	7	11	1938	m
162	R.	E.	70	158	7	3,43			1922	f
165	S.	E.	70	176	17,41	1,11	18	2	1931	m
186	S.	E.	60	167	11,83	1,45	8	7	1913	f
200	L.	M.	55	158	7,18	3,25	1	8	1916	f
201	K.	L.	70	152	10,31	2,52	18	7	1914	f
204	T.	W.	65	165	6,92	3,07	22	9	1909	f
211	R.	H.	64	158	7,28	2,29	2	6	1926	m
213	K.	W.	75	178	17,07	-0,8	1	5	1933	m
214	K.	E. A.	108	174	23,66	0,38	14	5	1940	m
215	M.	E. E.	55	158	18,97	1	23	2	1920	f
216	W.	M.	55	151	6,93	2,66	4	12	1919	f
220	P.	R.	69	168	14,27	1,65	10	10	1939	f
221	M.	G.	80	166	12,19	0,94	6	10	1919	f
222	M.	G.	80	166	12	0,84	6	10	1919	f
223	M.	H.	75	160	18	0,54	8	4	1928	f
224	M.	H.	75	160	25,12	-0,07	8	4	1928	f
233	K.	I. M.	45	154	7,99	3,14	8	6	1910	f
234	W.	G.	75	174	12,07	2,25	28	8	1928	m
246	F.	M.	78	166	7,72	3,08	6	9	1916	f
254	D.	I.	70	161	14,91	1,7	3	11	1920	f
255	D.	I.	70	161	8,2	2,16	3	11	1920	f
268	R.	W.	70	172	10,92	3,27	29	4	1943	m
269	R.	W.	70	172	12,93	2,84	29	4	1943	m
273	F.	L.	70	164	21,17	0,47	28	2	1921	f

Tab. 2a: Patienten- und Prothesendaten (anonymisiert, auszugsweise)

TEP-Nr.	TEP-Datum			Klinik	Seite	Alter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Verweildauer [a]
	Tag	Monat	Jahr					
2			1987	k.A.	links	77	24,46	16
12			k.A.	k.A.	rechts	40	28,08	k.A.
15		12	1999	k.A.	links	85	26,42	4
25			1990	k.A.	links	86	24,03	13
103			1975	AKA	rechts	79	27,03	28
108			2000	k.A.	links	72	29,74	3
122			2000	k.A.	links	88	25,97	3
127		6	2003	AKW	rechts	88	23,56	0
129			1989	k.A.	links	59	20,03	14
132			1996	PAKH	links	68	27,34	7
138			1993	AKB	rechts	86	22,09	10
147			k.A.	k.A.	links	91	23,59	k.A.
157			1990	AKE	rechts	70	29,74	13
160		1	2003	KDRG	rechts	64	23,74	0
162			k.A.	k.A.	rechts	81	28,04	k.A.
165			2003	ENDO	rechts	72	22,60	0
186			1993	HKH	rechts	90	21,51	10
200			2001	UET	rechts	87	22,03	2
201		10	2003	KBO	rechts	89	30,30	0
204			1988	AKE	links	94	23,88	15
211			1982	PAKH	links	77	25,64	21
213		5	2000	AKE	rechts	70	23,67	3
214			1999	Kiel	links	63	35,67	4
215	21	10	2003	PAKH	rechts	83	22,03	0
216			1993	AKB	links	84	24,12	10
220			2003	AKW	links	64	24,45	0
221			1993	HKH	rechts	84	29,03	10
222			1993	HKH	links	84	29,03	10
223			1995	AKB	rechts	75	29,30	8
224			1995	AKB	links	75	29,30	8
233			1998	KHWM	links	93	18,97	5
234			1998	AKH	rechts	75	24,77	5
246			1993	AKB	rechts	87	28,31	10
254			1994	AKB	rechts	83	27,01	9
255			1997	AKB	links	83	27,01	6
268			1990	KHBE	rechts	59	23,66	13
269			1995	KHBE	links	59	23,66	8
273			1997	KHGH	links	81	26,03	6

Tab. 2b: Patienten- und Prothesendaten (anonymisiert, auszugsweise)

#### 2.4.2 Prothesenträgerdaten

Die im Folgenden dargestellten Daten wurden im Rahmen der telefonischen Angehörigen-Interviews erfasst (abgesehen von der autoptisch gesicherten Seitenverteilung der Präparate).

### 2.4.3 Altersverteilung

Wie Abbildung 12 zeigt befanden sich gut zwei Drittel der Patienten im Alter zwischen 70 und 89 Jahren. Das Durchschnittsalter betrug 77 Jahre. Dies entspricht in etwa der statistisch angegebenen durchschnittlichen Lebenserwartung.

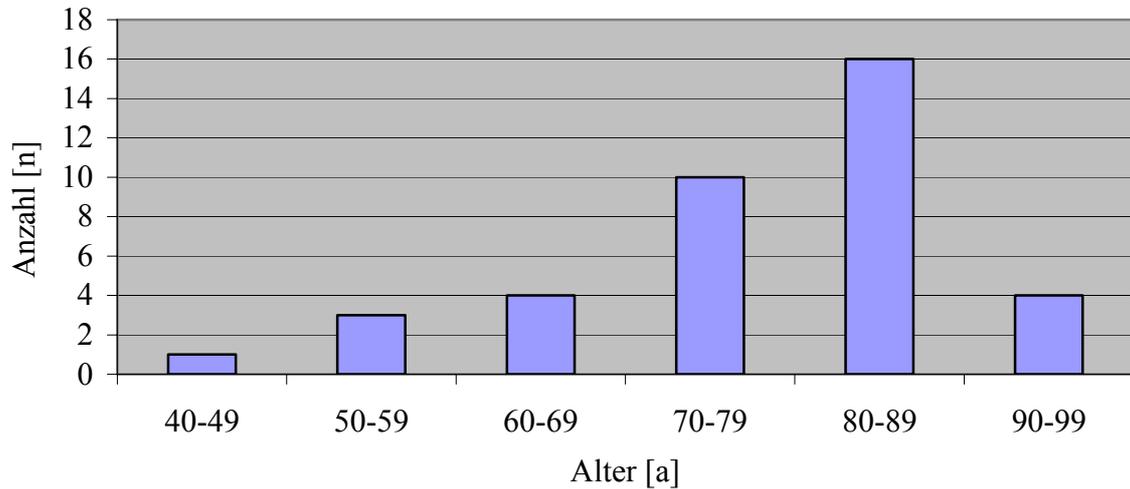


Abb. 12: Patientenalter

### 2.4.4 Geschlechterverteilung

Der Anteil der weiblichen Prothesenträger lag deutlich höher als die Zahl der Männer in der Studiengruppe. Etwa ein Drittel der Patienten mit implantierten Hüftprothesen waren männlichen Geschlechts (vgl. Abb. 13).

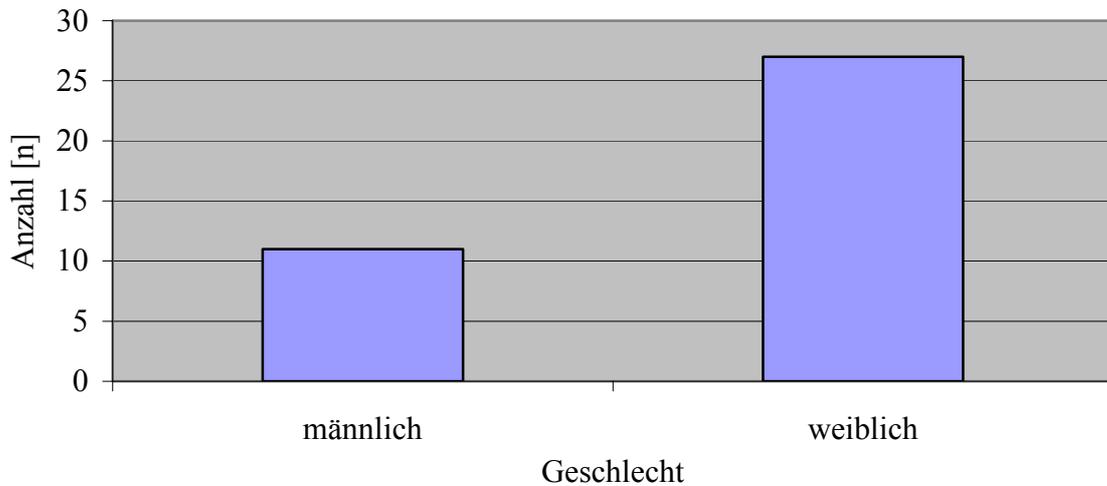


Abb. 13: Geschlechterverteilung

#### 2.4.5 BMI-Bestimmung

Größe und Gewicht der Patienten, denen TEP entnommen wurden, betragen durchschnittlich 163 cm bei 69 kg. Dies entspricht einem BMI (Body Mass Index) von knapp 26 kg/m<sup>2</sup> (25,67 kg/m<sup>2</sup> bei Einzelberechnung), ein Wert der – unter Berücksichtigung des altersentsprechend veränderten Körperfettanteils – ein leichtes bis mäßiges Übergewicht klassifiziert (vgl. Abb. 14).

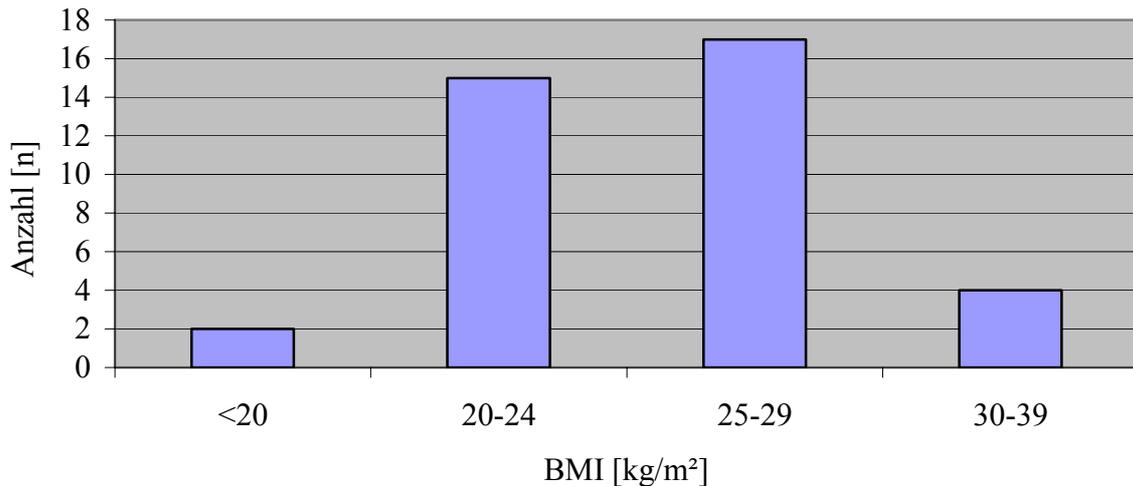


Abb. 14: BMI der Patienten

#### 2.4.6 Indikationen und Begleiterkrankungen

Die weitaus häufigste Begleiterkrankung stellt die Osteoporose dar – knapp die Hälfte der Prothesenträger/-innen war betroffen (vgl. Abb. 15).

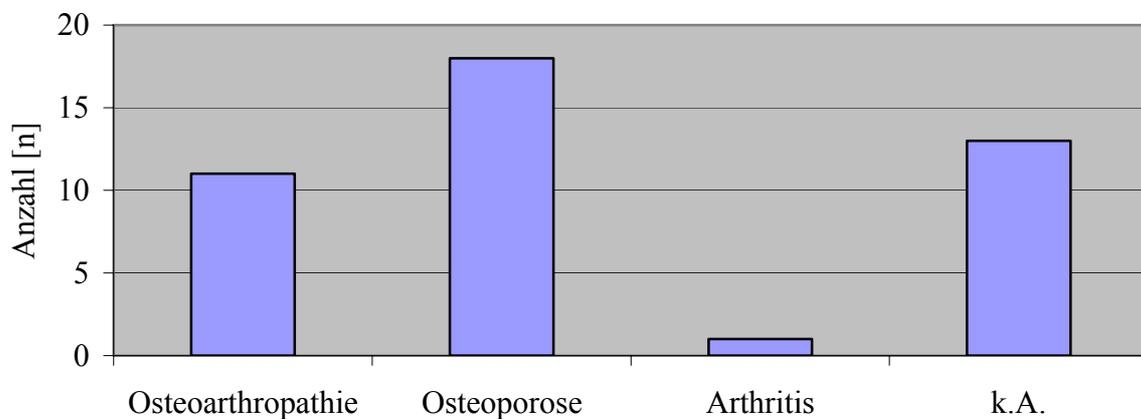


Abb. 15: Begleiterkrankungen der Patienten

Als Hauptgründe einer Prothesenimplantation zeigten sich die traumatische und die degenerative Zerstörung des Gelenkes. Bei sechs der untersuchten Implantate handelte es sich um Revisionen (vgl. Abb. 16).

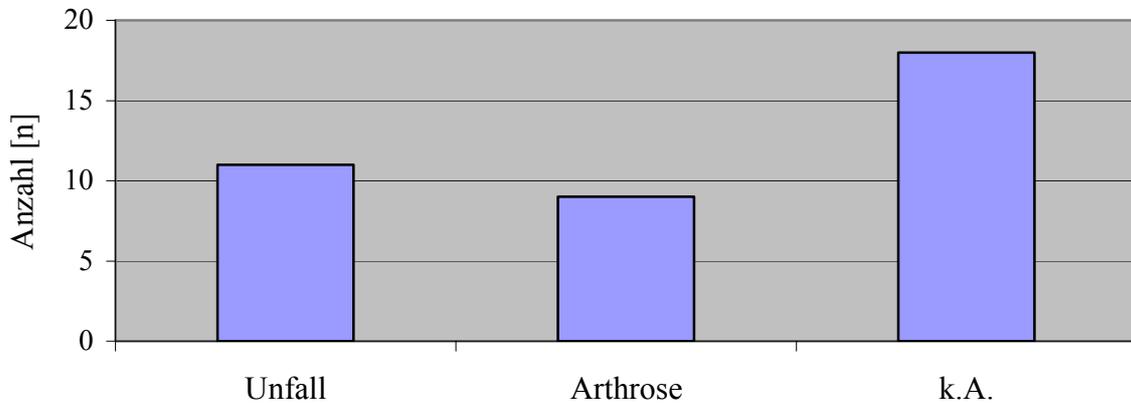


Abb. 16: Indikation zur Implantation

#### 2.4.7 *Mobilität*

Die Verteilung des nahe dem Todeszeitpunkt des Versterbens gegebenen Mobilitätsgrades der Prothesenträger ist in Abbildung 17 dargestellt. Mehr als die Hälfte der Patienten mit einem künstlichen Hüftgelenk war altersentsprechend, nahezu uneingeschränkt beweglich. Weitere sechs Patienten hatten ihre Mobilität mit Hilfsmitteln, wie z.B. einem Gehwagen o.ä., erhalten können. Knapp 20 % der Verstorbenen wiesen eine bereits längerfristig bestehende sehr eingeschränkte oder aber gänzlich fehlende Beweglichkeit auf. In vier Fällen konnten keine entsprechenden Daten erhoben werden.

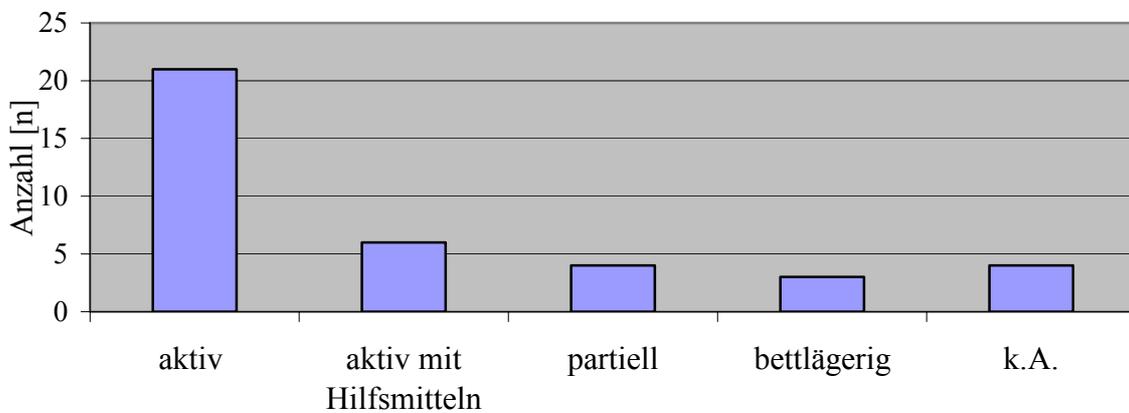


Abb. 17: Mobilität der Patienten

#### 2.4.8 *Klinik der Implantation*

Die operative Einbringung des künstlichen Hüftgelenkes durchführende Klinik konnte teilweise während der Angehörigenbefragung eruiert werden. Häufig hatten die Hinterbliebenen hierüber jedoch keine Kenntnis (sechs Fälle) oder aber waren jenen Angehörigen-Telefonaten nicht zugänglich (drei Fälle). In einigen Fällen war es möglich durch Nachforschung in den Archiven (teils telefonisch, teils vor Ort) der großen Hamburger Krankenhäusern die Implantate über entsprechende Patientendaten einer Klinik zuzuordnen. Der größte Anteil (sieben TEP) der untersuchten Hüftendoprothesen war im AK Barmbek implantiert worden. Übrige Implantate waren in geringerer Anzahl (jeweils eine bis drei TEP) in umliegenden Krankenhäusern Norddeutschlands eingebracht worden (vgl. Abb. 18 und Tab. 3).

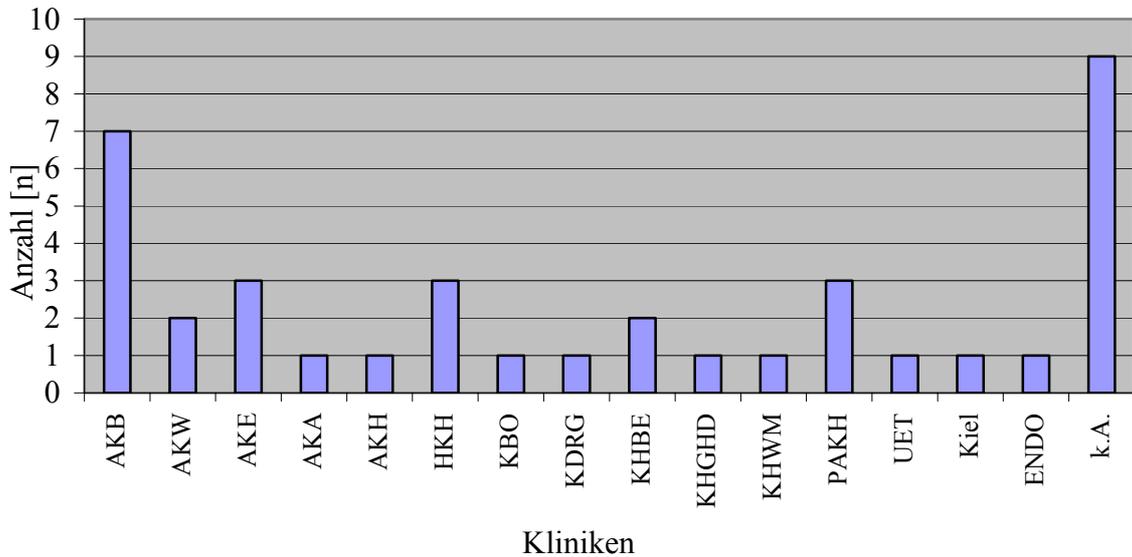


Abb. 18: Überblick über die implantationsdurchführenden Kliniken

Klinik	Abkürzung
AK Barmbek	AKB
AK Wandsbek	AKW
AK Eilbek	AKE
AK Altona	AKA
AK Harburg	AKH
Hafenkrankenhaus	HKH
Klinikum Bad Oldesloe	KBO
Klinik Dr. Guth	KDRG
KH Bevesen	KHBE
KH Grosshansdorf	KHGHD
KH Wittmund	KHWM
Paracelsus Klinik	PAKH
KH Uetersen	UET
KH Kiel	Kiel
ENDO-Klinik	ENDO
keine Angaben	k.A.

Tab. 3: Abkürzungsverzeichnis der Kliniken

#### 2.4.9 Verweildauer

Es fanden sich Prothesenstandzeiten von wenigen Tagen bis zu 28 Jahren. Die Verweildauer betrug im Durchschnitt 10,34 Jahre. In etwa einem Drittel der Fälle waren die Prothesen beim Versterben der Patienten über einen Zeitraum von sechs bis zehn Jahren eingebracht. In sechs Fällen hatte bereits ein TEP-Wechsel stattgefunden (vgl. Abb. 19).

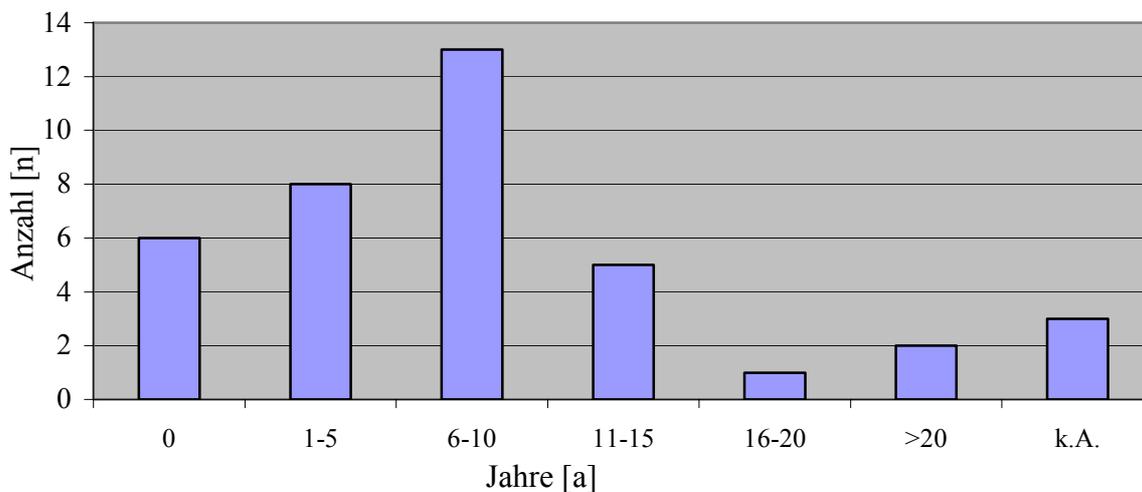


Abb. 19: Verweildauer

#### 2.4.10 *Seitenverteilung*

Die Seitenverteilung der Implantate erwies sich als ausgewogen. Vier Patienten zeigten eine beidseitige Versorgung (vgl. Abb. 20).

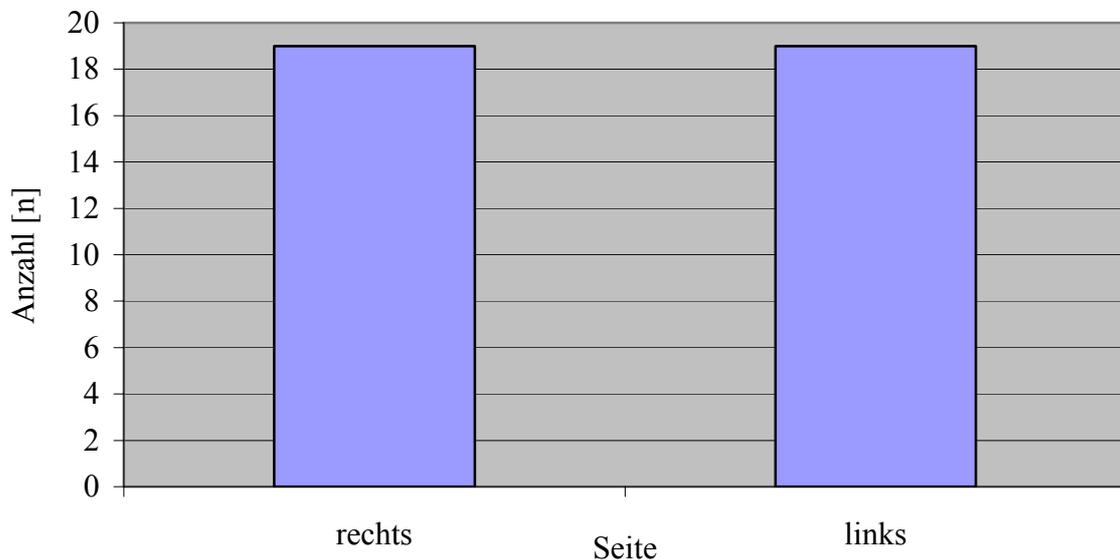


Abb. 20: Seitenverteilung

#### 2.4.11 *Makroskopische Beurteilung des Knocheneinwachsverhaltens*

Bereits während der Verarbeitung der Präparate erfolgte insofern eine makroskopische Beurteilung als dass bei einem „Herausfallen“ der Prothese nach Schnittlegung nicht von einem knöchernen An- bzw. Einwachsen, sondern einer bindegewebigen Umscheidung, Markeinbettung, Spaltbildung o.ä. auszugehen war. Im weiteren Verlauf der Analyse erfolgte eine Beurteilung der freigelegten Sägeschnittflächen hinsichtlich der im Folgenden angegebenen Kriterien in vorgefertigten Zieltafeln anhand der digitalen – somit detailliert betrachtbaren – fotografischen Aufnahmen der Proben. Zunächst wurde die Querschnittsoberfläche der drei Schnittebenen nach folgendem Schema in jeweils acht gleich große Segmente eingeteilt. Es kam hier ein eigens für dieses Projekt entwickeltes Schema zum Einsatz (vgl. Abb. 21, 22).

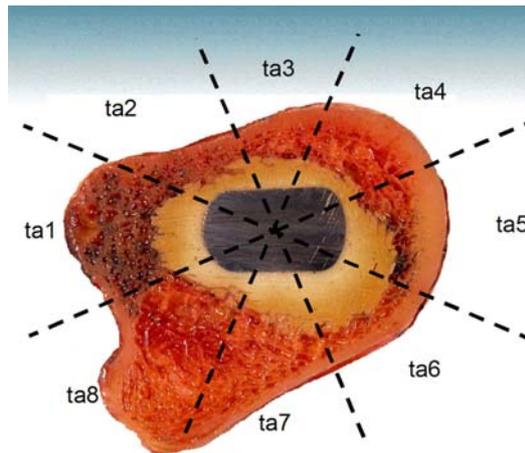


Abb. 21: Dokumentierte Segmente

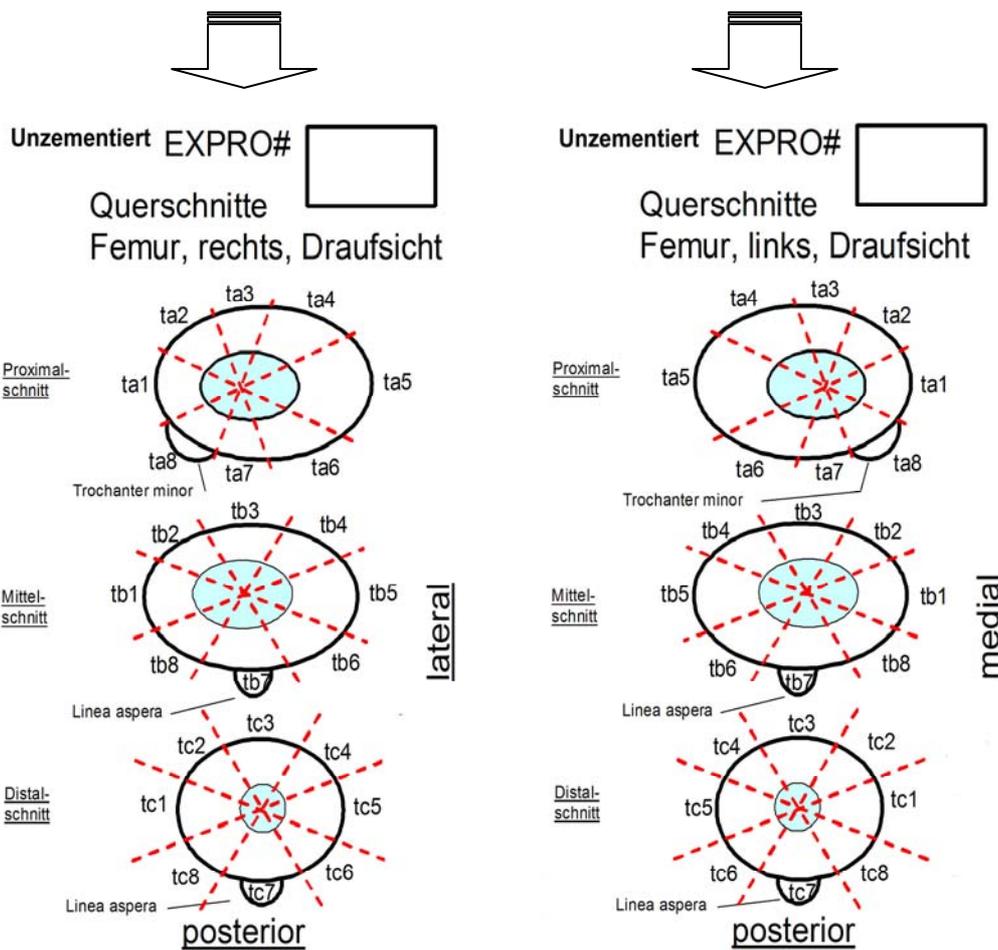


Abb. 22: Dokumentationsblatt – Implantat rechts und Dokumentationsblatt – Implantat links (t = Segment, a = proximal, b = intermediär, c = distal)

Die in den jeweiligen Abschnitten vorliegenden Strukturen ließen sich dann nach zuvor festgelegten Untersuchungskriterien einteilen – wobei die getrennte Betrachtung der direkten Grenzfläche zwischen Implantat und Knochen von weiteren zu beurteilenden Regionen zu berücksichtigen war.

#### 2.4.12 *Darstellung der Untersuchungskriterien*

Das Auftreten folgender morphologischer Gegebenheiten bzw. Veränderungen wurde hinsichtlich der Häufigkeit sowie Lokalisation beurteilt (vgl. Abb. 23a-f).

- **Spalten**  
Grenzschichtenaufhebungen von mehr als 0,5 mm werden als Spalten dokumentiert (vgl. Abb. 23a, b).
- **Lockerer Bindegewebe**  
Bedeutet Nachweis von interponiertem „lockerem“ Bindegewebe zwischen Endoprothesenoberfläche und umgebenden knöchernen Strukturen (vgl. Abb. 23a, b).
- **Neokortikalis**  
Stellt die neugebildete knöchernen Umscheidung der Prothese, d.h. im Idealfall das Einwachsen dar (vgl. Abb. 23a, c-e).
- **Knochenmark**  
Bezeichnet das Vorliegen von teils wegweisbarem, gelegentlich fettig durchsetztem, teils festem, zwischen knöchernen Strukturen eingeschlossenem Knochenmark (vgl. Abb. 23b-e).
- **Knochenbrücken**  
Beinhaltet das Vorkommen von einzelnen knöchernen Zügen bzw. Strängen zwischen Kortikalis und Implantat ohne direkten Kontakt der Prothese mit der Knochenhülle (vgl. Abb. 23c, f).
- **Trabekelwerk**  
Beschreibt das mehr oder weniger dichte knöchernen Netzwerk zwischen Kortikalis und Implantat (vgl. Abb. 23a, e, f).
- **Knochenkontakt**  
Als solches wurde das lücken- bzw. spaltlose Anliegen des Implantates an die Kortikalis dokumentiert (vgl. Abb. 23d).

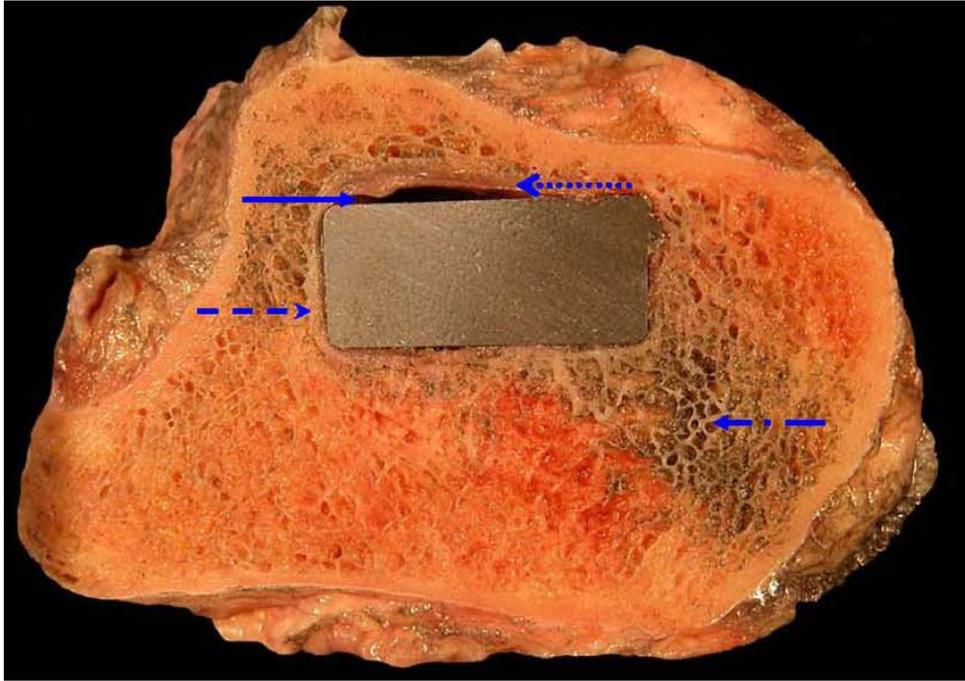


Abb. 23a: Spalte                        Lockeres Bindegewebe   
 Trabekelwerk                   Neokortikalis            

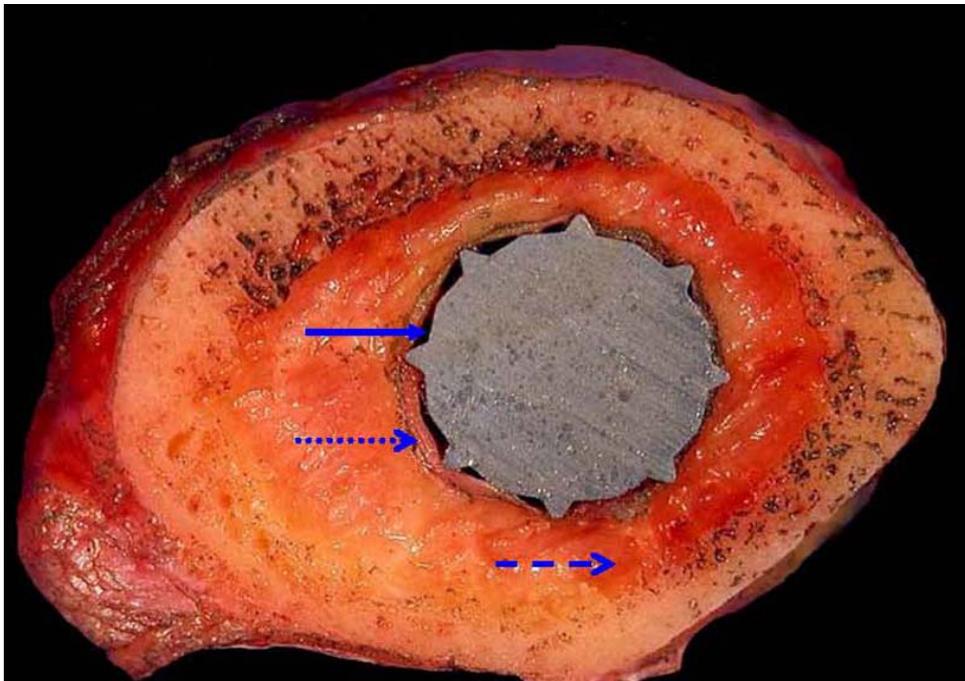


Abb. 23b: Spalte                        Lockeres Bindegewebe   
 Mark                            

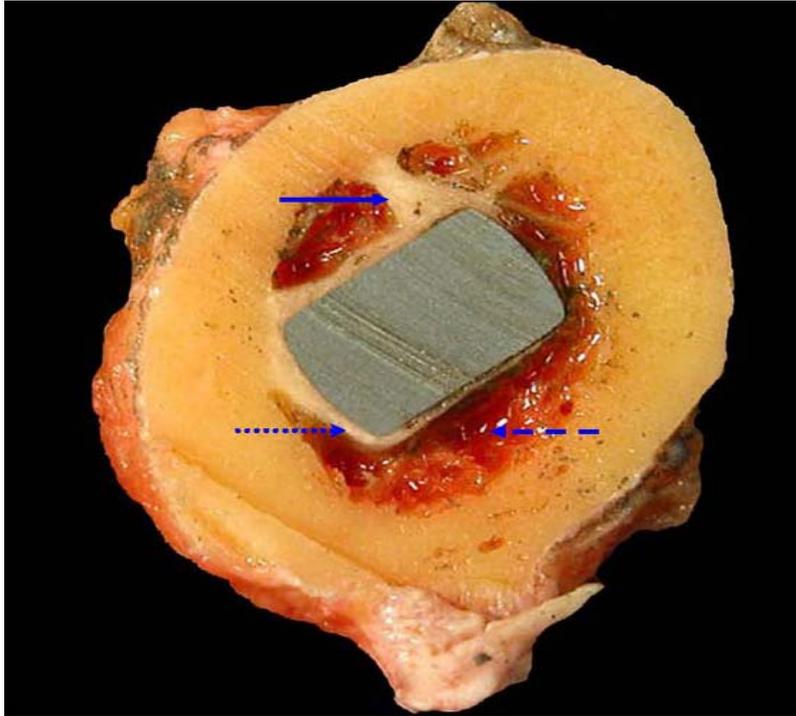


Abb. 23c: Knochenbrücke ———> Mark - - ->  
 Neokortikalis .....>

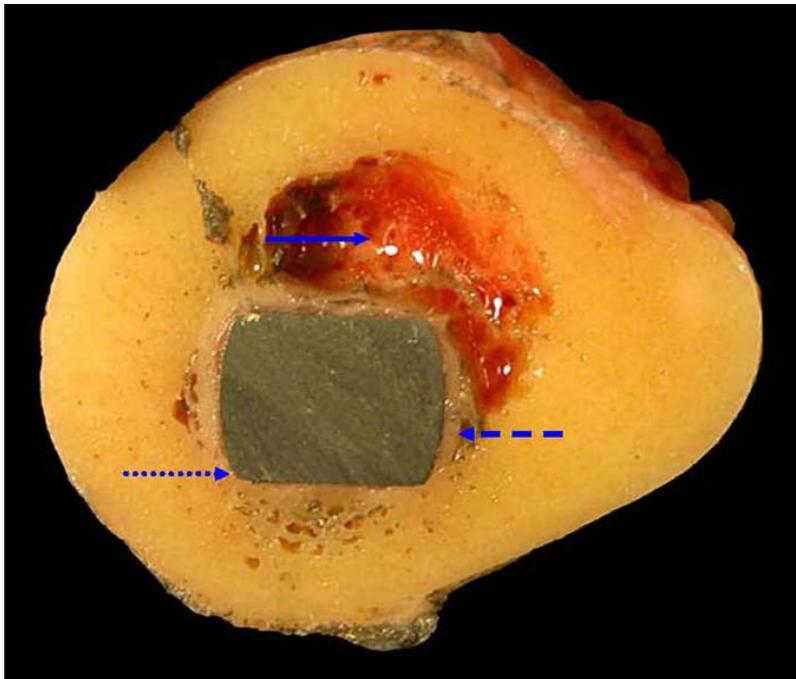


Abb. 23d: Knochenkontakt .....> Mark ———>  
 Neokortikalis - - ->

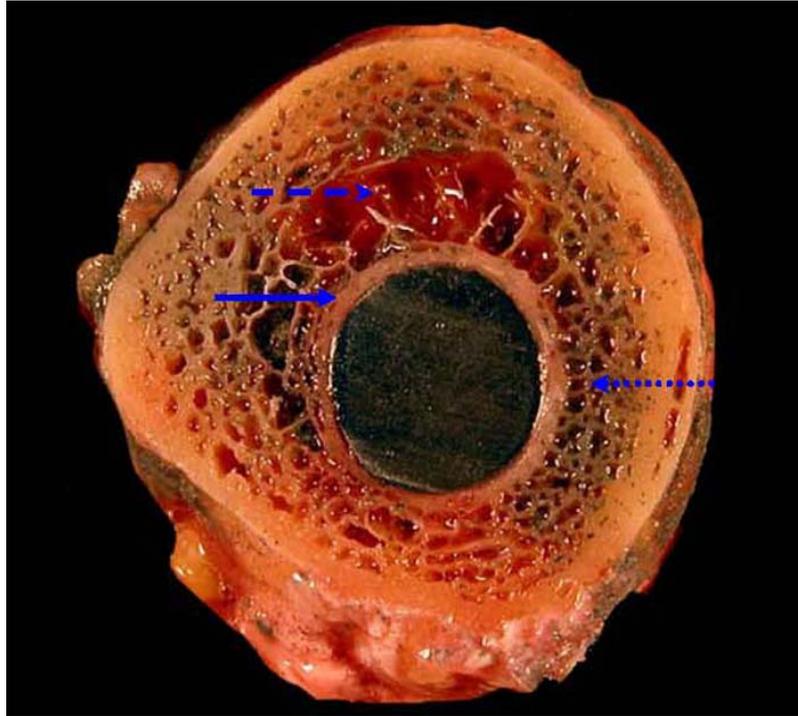


Abb. 23e: Neokortikalis → Mark - - - →  
 Trabekelwerk ..... →

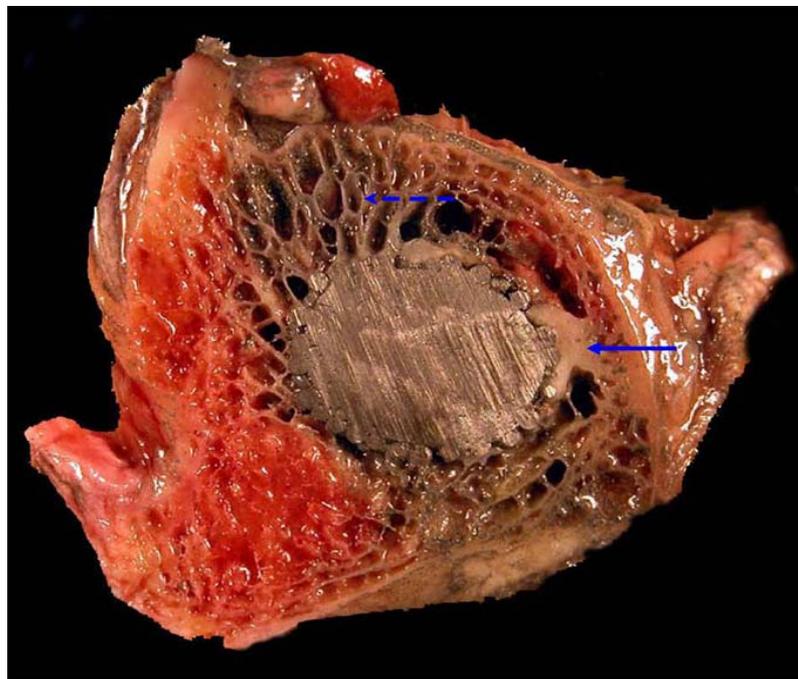


Abb. 23f: Knochenbrücke →  
 Trabekelwerk - - - →

Abb.23a-f: Bild-Beispiele der dokumentierten Gewebsformationen

#### 2.4.13 *Sitz der Prothese im Implantatbett*

Nach Durchführung der Präparatlängsteilung in festgelegter Art und Weise wurde versucht, die Prothesen aus dem Knochenbett zu lösen. Wenn dies manuell nicht möglich war, wurde ein kleiner Meißel nebst Hammer zu Hilfe genommen. Einige Implantate bzw. den jeweiligen Schnittebenen entsprechende Prothesenanteile konnten nicht entfernt werden oder aber nur schwerlich mit nicht vermeidbarer, partieller Beschädigung des Implantatbettes. In wenigen Fällen fielen die Implantatstücke nach der Längsschnittlegung – selten auch schon nach durchgeführter Querschnittlegung – aus dem Knochen heraus. Ließ sich die Verbindung zwischen Prothese und Knochen auftrennen, wurde der hierzu nötige Kraftaufwand – wenn auch semiquantitativ – registriert und beide Grenzflächen überprüft. Die hierbei getroffenen Feststellungen flossen bei Beurteilung der Festigkeit bzw. der Stabilität der Implantathaftung im umgebenden Gewebe mit ein. War eine Entfernung des Implantates aus dem Knochen nicht oder nur unter größtem Kraftaufwand möglich, wurde dies entsprechend dokumentiert und beispielhaft für verschiedene Prothesentypen fotografisch festgehalten, um so optisch die Zerstörung des Implantatbettes, teils sogar des gesamten Schaftes darzustellen.

Für die Bewertung der Verbindung von Prothese und Knochen wurde ein System verwendet, welches den Zustand des Interface mit Punkten (Zahlenwerte) beschreibt. Die Punktzahl steigt mit der Festigkeit der Verbindung. Dieses semiquantitative Bewertungssystem ist auf Grundlage der Ergebnisse aufgebaut worden, die nach dem Zurechtsägen der Proben beobachtet worden sind. Es erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit, denn es kann nicht gesagt werden, ob bei anderen Proben nicht auch andere Zustände beobachtet bzw. andere Feststellungen getroffen werden könnten.

Die Tabelle 4 zeigt dieses semiquantitative Bewertungssystem.

Punkte	Grad der Festigkeit und Implantatbettbeschädigung
1	Implantat herausgefallen
2	Implantat leicht herauslösbar, Implantatbett stellt sich glatt und glänzend, (pseudo)membranös ausgekleidet dar
3	Merkmale der Gruppen 2 und 4
4	Implantat mäßig festsetzend, leichte Beschädigung des Implantatbettes mit wenigen an der Prothese haftenden Gewebsresten
5	Merkmale der Gruppen 4 und 6
6	Implantat schwer herauslösbar, teils flächenhafte Zerstörung (ggf. Bruch) des Implantatbettes mit reichlich an der Prothese haftenden Gewebsresten
7	Trotz diverser Anstrengungen Implantat nicht aus dem Knochen herauslösbar, Knochenanwuchs bzw. Annahme eines solchen Zustandes bei nicht längsgeschnittenen ESKA-Modellen

Tab. 4: Bewertungssystem (im Sinne einer numerisch zunehmenden Implantatfestigkeit)

#### 2.4.14 Osteopathologische Bestimmung der Knochendichte

Im Institut für Osteopathologie des UKE erfolgte anhand der Beckenkammproben die Bestimmung der Knochenwerte BV/TV und TBPF. Diese Werte machen eine Aussage über die Knochenqualität. Die Messungen stellen quantitative Methoden zur Analyse von Knochenvolumina dar und wurden an Schnitten, d.h. zweidimensional, durchgeführt.

- BV/TV

Der BV/TV-Wert (Bone Volume/Total Volume) gibt das Flächenverhältnis von Knochenfläche zu Messfeldfläche wieder.

- TBPF

Bei dem TBPF (Trabecular Bone Patternfactor) handelt es sich um einen Wert für den Vernetzungsgrad einer Struktur, welcher auf der Überlegung basiert, dass sich jedes Muster durch ein bestimmtes Verhältnis von konvexen zu konkaven Abschnit-

ten charakterisieren lässt. Vereinfacht ausgedrückt ist es so, dass zusammenhängende Muster viele konkave Abschnitte aufweisen und unterbrochene Muster mehr konvexe Abschnitte zeigen. Die zur Bestimmung des TBPF notwendigen Messungen erfolgen mit einem Bildanalysegerät (IBAS 2000, Kontron). In einem ersten Schritt werden am digitalisierten Bild der Umfang (U1) und die Fläche (A1) des Knochenmusters im Schnitt- oder Schliffpräparat bestimmt. Anschließend erfolgt per Computer eine simulierte Dilatation der Struktur um einen definierten Wert (ein Pixel). Die Dilatation führt zu einer strukturabhängigen Veränderung von Umfang und Fläche. Der neue Umfang (U2) und Fläche (A2) der nun durch die Dilatation etwas aufgeweiteten Struktur wird dann ein zweites Mal gemessen. Der TBPF berechnet sich aus dem Quotienten der Differenz aus erster und zweiter Messung:  $TBPF = (U1-U2)/(A1/A2)$ . Der TBPF ist ein messfeldunabhängiger Parameter, der konvexe Abschnitte leicht überbetont, wodurch Kontinuitätsunterbrechungen des Musters schnell erfasst werden. Hohe Werte für TBPF sprechen für ein schlecht verknüpftes, niedrige Werte für ein gut verknüpftes Knochenmuster. Mittels TBPF – als sensitiver Indikator – sind Strukturunterschiede messbar, auch wenn diese nur mit geringen Knochenmassenverlusten einhergehen.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Anzahl der Präparate (gesamt)

Insgesamt konnten 280 künstliche Hüftgelenke explantiert werden. Für die Durchführung entsprechender – auswertbarer – Untersuchungen standen letztlich 275 Autopsiepräparate zur Verfügung – abzüglich fünf sog. Vorversuchspräparate.

Bei Betrachtung der Gesamtheit der im Rahmen der EXPRO-Studie gewonnenen Explantate zeigte sich ein beeindruckend gehäuftes Vorkommen von Prothesenmodellen des Herstellers „Link“ – ca. 44 % aller aus dem Großraum Hamburg untersuchter Proben konnten als Link-Implantate identifiziert werden (vgl. Abb. 24).

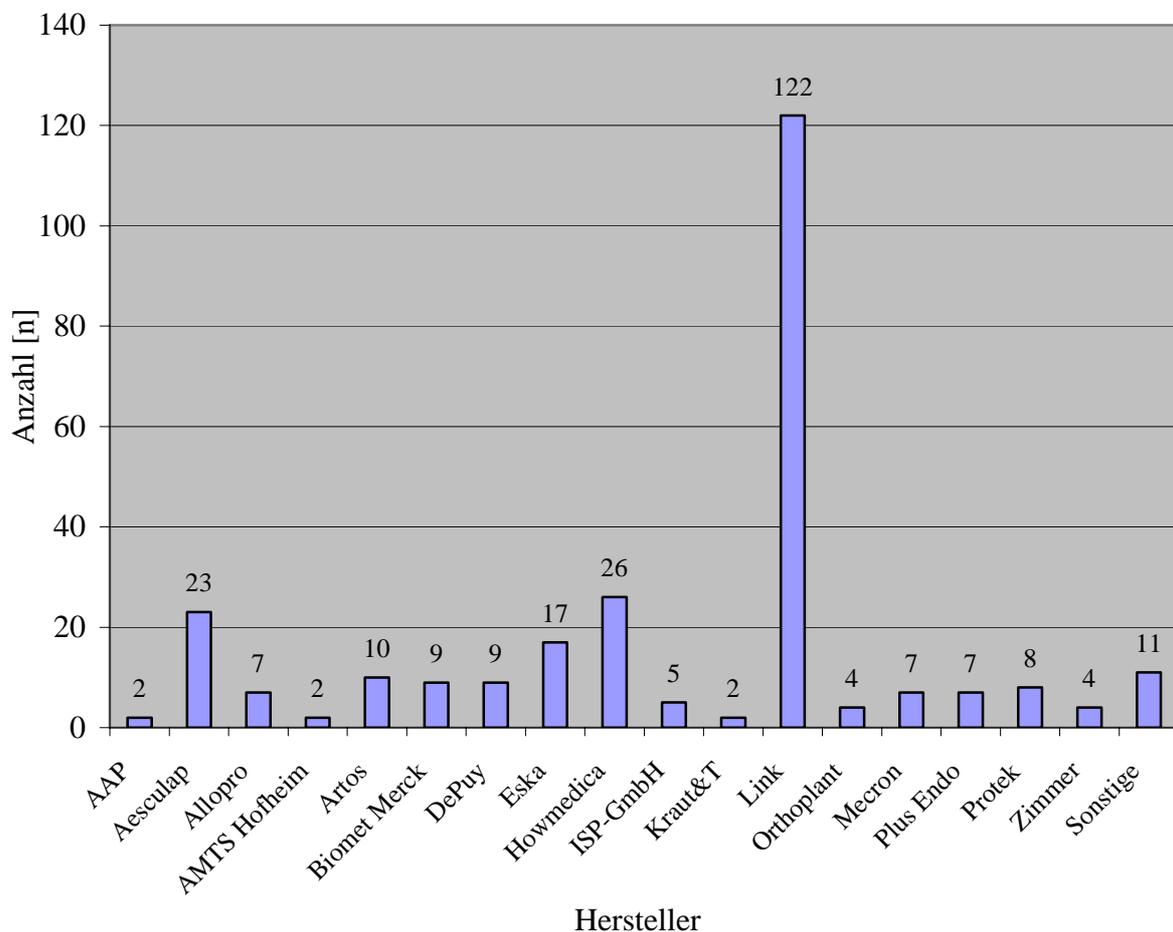


Abb. 24: Gesamtübersicht der Prothesenhersteller in der Studie (n = 275)

### 3.2 Gegenständlich untersuchte Prothesentypen

Dem Thema dieser Arbeit zugrunde liegend ist die Analyse unzementiert verankerter Prothesen – in 38 Fällen zeigte sich eine Implantatfixierung ohne Knochenzement. Gegenüber 237 zementierten Prothesen erscheint dieser Anteil sehr gering. Bereits an dieser Stelle sei angemerkt, dass die Proben größtenteils aus Prothesenträgern höheren Alters gewonnen wurden, denen diese durchschnittlich etwa zehn Jahre vor dem Versterben implantiert worden waren – es ist davon auszugehen, dass bei gleichartiger Erfassung des Implantationsstatus in wenigen Jahren eine wesentlich größere Anzahl unzementierter Prothesen zu verzeichnen sein wird.

Die 15 verschiedenen, hier vorliegenden Prothesenmodelle erhielten im Rahmen der Auswertung eine Typ-Nummer, die aufsteigend, in Abhängigkeit von der jeweiligen Häufigkeit bzw. bei gleicher Vertreteranzahl in alphabetischer Reihenfolge der Hersteller, vergeben wurde (vgl. Tab. 5).

<b>Hersteller</b>	<b>Modell</b>	<b>Typ-Nr.</b>
Schütt&Grundeis	ESKA	1
Aesculap	Bikontakt	2
Howmedica	Calcarbloc	3
Allopro	Zweymüller	4
Howmedica	ABG-Hüftsystem	5
Howmedica	Madreporique	6
Aesculap	HP PM	7
De Puy	S-ROM	8
Orthoplast	Flächenadaptions-HPS Suprakonitan	9
Aesculap	Antega	10
Artos	CENOS-Hohlschaft	11
Cremascoli	ANCA-FIT	12
Mecron	Mecrobloc	13
Peter Brehm	MRP-Titan	14
Protek	SL-Revisionsschaft	15

Tab. 5: Prothesentypen nach Hersteller und Modell

Die in Tabelle 5 dargestellten prothesenmodellspezifischen Typ-Nummern werden nachfolgend beibehalten und zu Gunsten der Übersichtlichkeit, insbesondere bei diagrammatischer Auswertung angewandt.

### 3.3 Häufigkeit der Prothesentypen

Die am häufigsten unter den 38 analysierten Hüftgelenkimplantaten vorkommenden Modelle sind mit einer Stückzahl von sechs bis vier die Prothesen ESKA, Bikontakt, Calcarbloc und Zweymüller. Jeweils drei ABG-Hüftsysteeme und Madreporique-Prothesen bzw. zwei Vertreter der Modelle HP PM, S-ROM und Flächenadaptions-HPS fließen in die Auswertung ein. Des Weiteren liegen sechs einzelne Implantatmodelle vor (vgl. Abb. 25, Tab. 1 in Kap. 2.4.1).

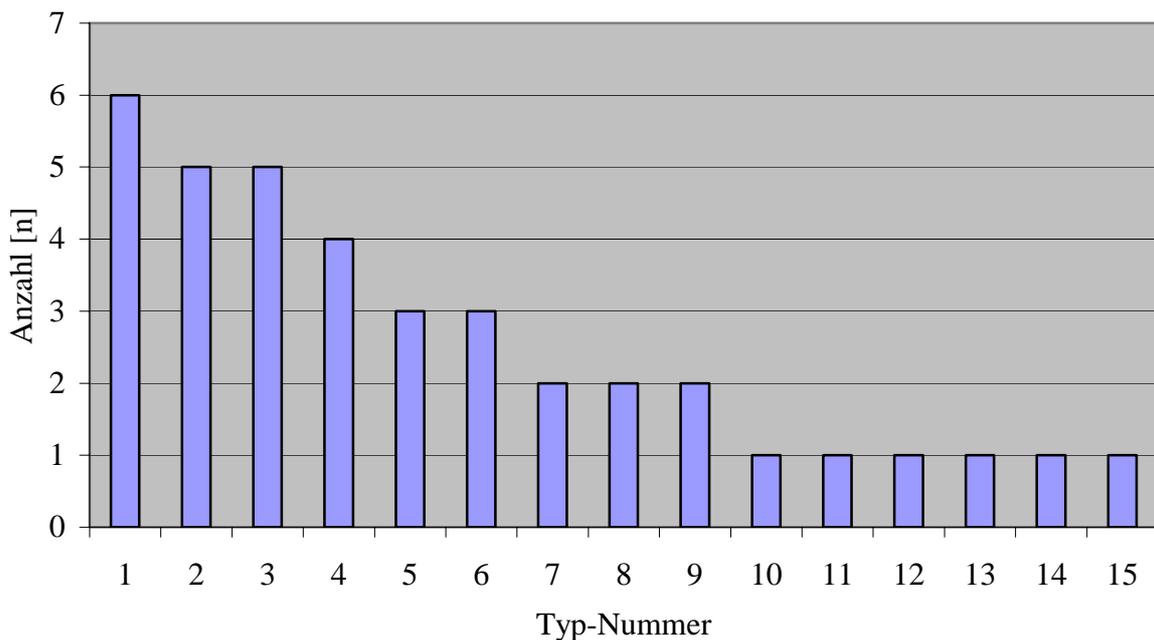


Abb. 25: Häufigkeit der Prothesentypen

### 3.4 Prothesenoberfläche

Nach der Identifikation der vorkommenden Prothesenmodelle erfolgte die Betrachtung der Implantatoberfläche und relevanter Faktoren hinsichtlich des Prothesendesigns.

Es fand eine Einteilung der verschiedenen Typen in oberflächlich glatte oder raue bzw. grob- oder feinstrukturierte Prothesen statt – auch vielfältige Kombinationen der Eigenschaften zeigten sich hierbei. Zusätzlich wurden eventuelle Musterungen, Reliefgestaltungen und Auflageflächen im Prothesenhalsbereich dokumentiert (vgl. Anhang).

Die tabellarische Erfassung (vgl. Tab. 6, 7) sowie entsprechende exemplarische fotografische Aufnahmen (vgl. Abb. 26a-c) der unterschiedlichen Prothesengestaltung sind im Folgenden dargestellt:

Oberflächenbeschaffenheit	Erläuterung der Einteilung
glatt	Nicht aufgeraute Prothesenoberfläche, die sowohl in matter oder glänzender Form als auch in Kombination mit einer groben Strukturierung der Oberfläche auftritt
matt, glänzend	Selbsterklärendes Erscheinungsbild
fein-rau	Das Prothesenrelief nicht wesentlich beeinflussende (feine), flächenhafte Veränderung bzw. Aufrauung der Oberfläche: Sandstrahlung/ Hydroxylapatitbeschichtung/Plasmapore
grob-rau	Musterartige, nicht flächenhafte Strukturierung der Implantatoberfläche: Rilleneinbringung, zapfenähnliche Musterung ( $r < 1\text{mm}$ )
grobstrukturiert	Implantate mit aufgesinterten Kugeln bzw. das Prothesenrelief deutlich beeinflussender Strukturierung ( $r > 1\text{mm}$ )

Tab. 6: Überblick über dokumentierte Oberflächenmodifizierungen

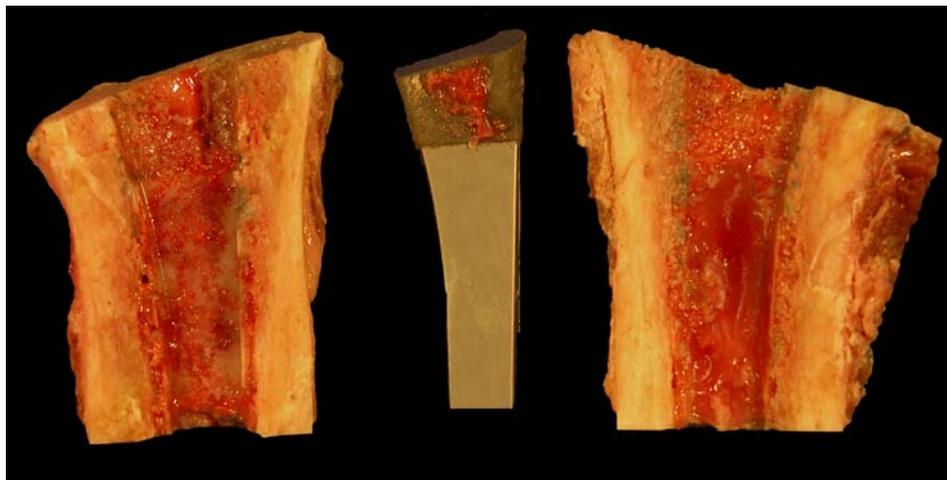


Abb. 26a: Fein-raue, glatte und matte Prothesenoberfläche

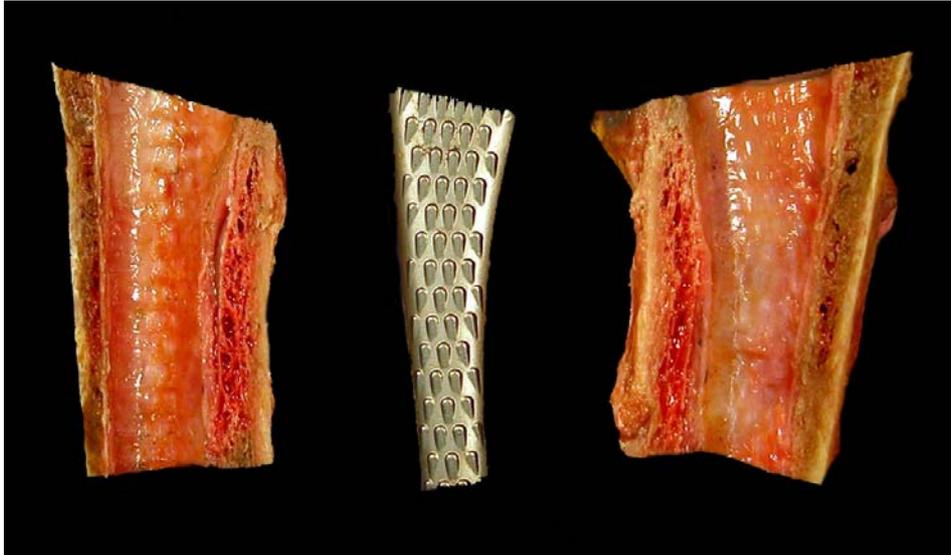


Abb. 26b: Grob-raue, glatte und glänzende Prothesenoberfläche

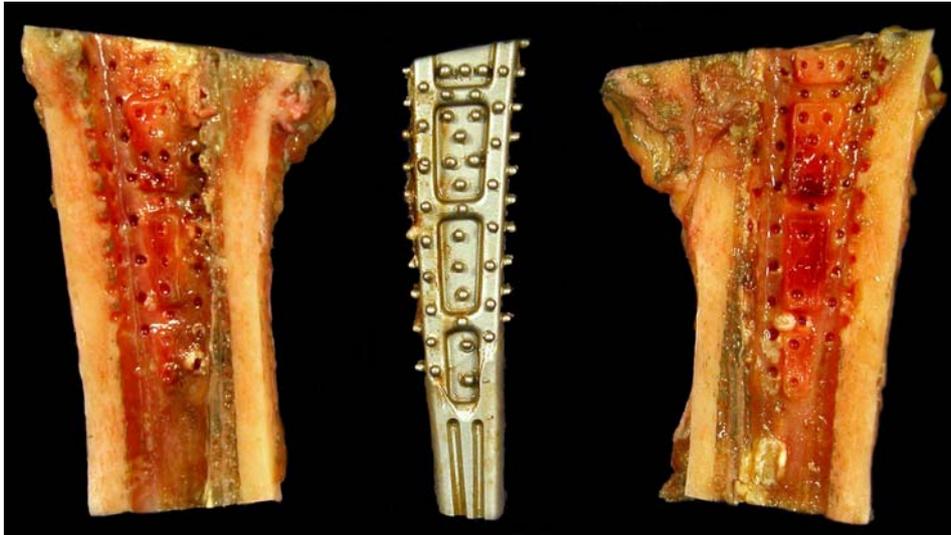


Abb. 26c: Grobstrukturierte, glatte und glänzende Prothesenoberfläche

TEP Nr.	Typ Nr.	glatt	matt	glänzend	fein-rau	grob-rau	Grobstruktur
127	1				a-b-c		a-b-c
129	1				a-b-c		a-b-c
216	1				a-b-c		a-b-c
246	1				a-b-c		a-b-c
254	1				a-b-c		a-b-c
255	1				a-b-c		a-b-c
2	2	c	c		a-b		
213	2	c	c		a-b		
223	2	c	c		a-b		
233	2	c	c		a-b		
273	2	c	c		a-b		
12	3	a-b-c					a-b-c
122	3	a-b-c					a-b-c
186	3	a-b-c					a-b-c
221	3	a-b-c					a-b-c
222	3	a-b-c					a-b-c
138	4				a-b-c		
201	4				a-b-c		
214	4				a-b-c		
215	4				a-b-c		
15	5	c		c	a-b	a-b	
160	5	c		c	a-b	a-b	
220	5	c		c	a-b	a-b	
103	6	a-b-c	a-b-c				a-b-c
147	6	a-b-c	a-b-c				a-b-c
165	6	a-b-c	a-b-c				a-b-c
157	7	c		c	a-b	a-b-c	
204	7	a-b-c		a-b-c		a-b-c	
211	8	c		c	a-b		c
224	8	c		c	a-b		c
268	9				a-b-c	a-b-c	
269	9				a-b-c	a-b-c	
162	10	c	c		a-b		
25	11	c	c		a-b	a-b	
108	12		c		a-b	a-b	
132	13				a-b-c		a-b-c
200	14		c		a-b		c
234	15				a-b-c		b-c

Tab. 7: Übersicht über die Oberflächenbeschaffenheit der Prothesen  
(a = proximales Segment, b = intermediäres Segment, c = distales Segment)

Dementsprechend lassen sich nun die teils nur in geringer Anzahl oder gar vereinzelt vorkommenden – somit nicht als repräsentativ zu betrachtenden – Prothesenmodelle

hinsichtlich ihrer Oberflächenbeschaffenheit in größere Gruppen zusammenfassen. So fand sich, wie im folgenden Diagramm dargestellt, z.B. bei mehr als zwei Dritteln (29 von 38 Prothesen) der untersuchten Proben eine fein-rau beschaffene Oberfläche (vgl. Abb. 27).

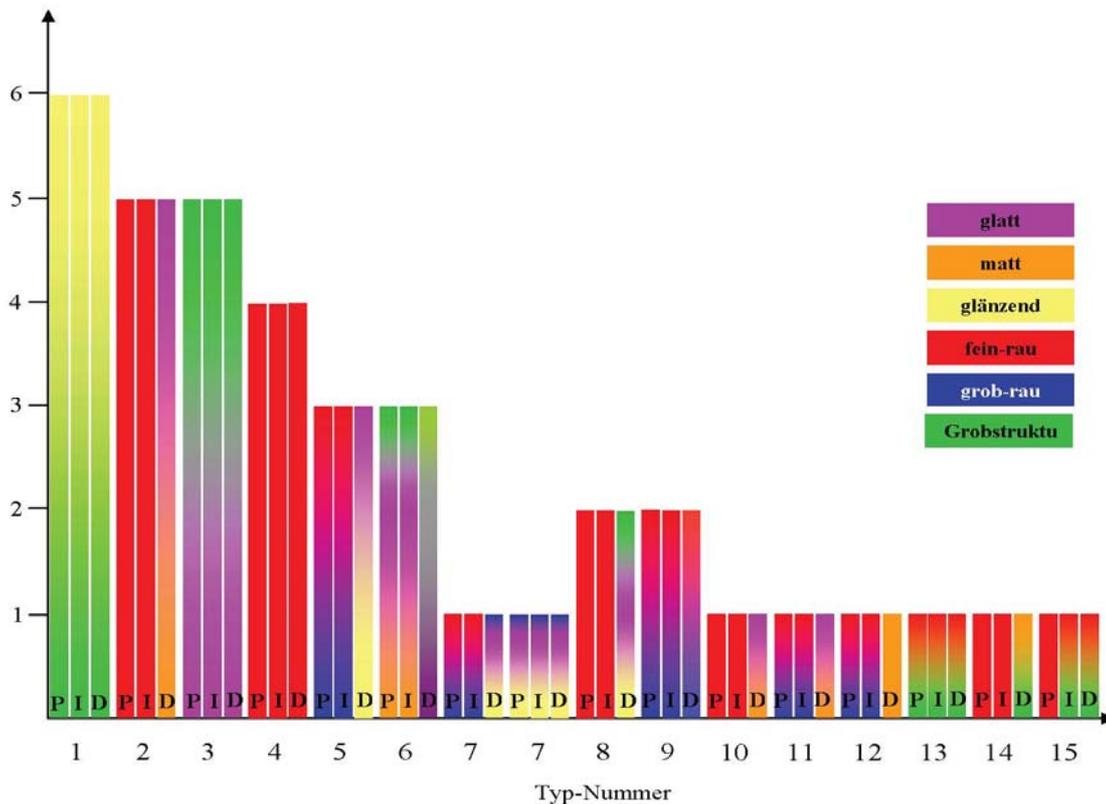


Abb. 27: Oberflächenbeschaffenheit der untersuchten Prothesentypen (P = Proximal, I = Intermediär, D = Distal)

### 3.5 Einwachsverhalten

Zur Beurteilung des Einwachsverhaltens wurden nach der Quer- und Längsteilung der Präparate die jeweils vorliegenden Präparatschnittflächen betrachtet und – wenn möglich – die Implantate aus dem Knochen gelöst.

#### 3.5.1 *Interfacebeschreibung am Endoprothesenschaft*

Nach Schnittlegung an den Proben in Horizontalebene erfolgte zunächst die Beurteilung der vorliegenden Querschnittsoberflächen.

Wie bereits erwähnt, erhielt insbesondere der Grenzflächenbereich zwischen Implantat und umgebendem Gewebe gezielte Aufmerksamkeit. Wenn Knochenanwuchs an das

Implantat vorlag, wurde dieser dokumentiert. Es kam hier ein eigens für dieses Projekt entwickeltes Schema zum Einsatz, bei dem die Querschnittsoberfläche der drei Schnittebenen in jeweils acht Sektoren eingeteilt wurde (vgl. Kap. 2.4.11). Mittels dieser Einteilung wurde der Zustand des Knochenbettes – insgesamt und in den jeweiligen Segmenten – festgehalten, d.h. es wurde auf Bindegewebsschichten, verschieden dichte bzw. markhaltige oder poröse Trabekelstrukturen sowie diverse Formen von Hohlraum-bildungen geachtet, um so das Vorliegen eines weichen oder harten Knochenbettes zu erfassen. Außerdem wurde registriert, ob – wie sich in Einzelfällen zeigte – die Prothese mit Schrauben oder auch Cerclagen zusätzlich gesichert wurde und wo sich diese befanden (vgl. Anhang).

Die Ergebnisse dieser Analyse des Interface sind im Folgenden dargestellt.

### 3.5.1.1 Häufigkeit und Lokalisation der dargestellten Parameter im Interface

Die vorliegenden Diagramme (vgl. Abb. 28a, b) verbildlichen das prozentuale Vorkommen der dokumentierten Parameter in den einzelnen Segmenten. Es wird dargestellt, wie viel Prozent der jeweiligen Segmente im Grenzflächenbereich den entsprechenden Gewebstyp aufwies. Zugrunde gelegt sind pro Schnittfläche jeweils acht Segmente. Es zeigt sich mehrheitlich ein annähernd gleichmäßiges oder aber diffuses Auftreten der dokumentierten Gewebsformationen um das Implantat herum. Signifikante Unterschiede hinsichtlich des segmentbezogenen Vorkommens der einzelnen Gewebstypen ergeben sich nicht.

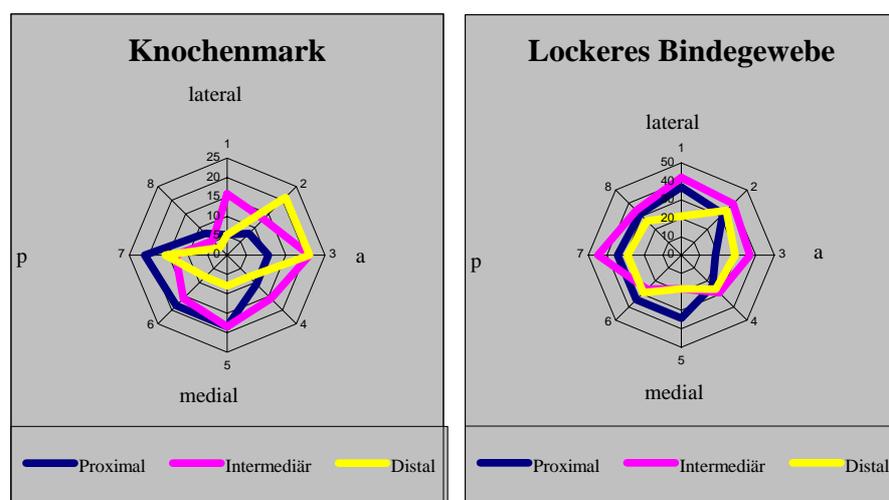


Abb. 28a: Vorkommen von Knochenmark und lockerem Bindegewebe am Implantat

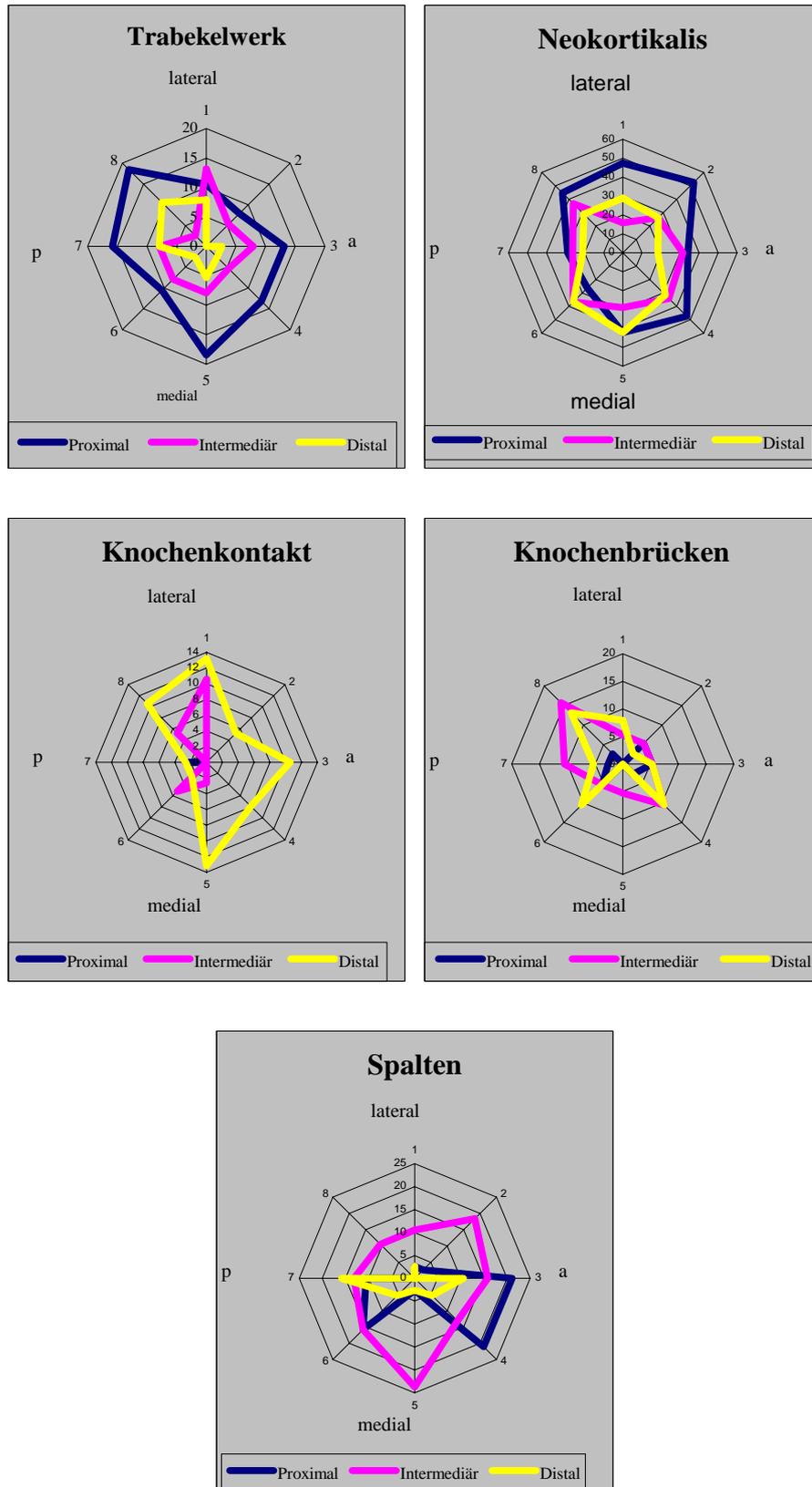


Abb. 28b: Vorkommen von Trabekelwerk, Neokortikalis, Knochenkontakt, Knochenbrücken und Spalten am Implantat

Insgesamt kann jedoch ein erhöhtes Vorliegen von Neokortikalis sowie lockerem Bindegewebe im Grenzflächenbereich (zwischen 40 und 60 %) gegenüber übrigen Parametern (stets < 25 %) festgestellt werden. Des Weiteren deutet es sich tendenziell an, dass sich die die Implantatfestigkeit begünstigenden Strukturen, wie anteilige Neokortikalisbildungen, Knochenbrücken bzw. Knochenanwuchs oder Knochenkontakt, eher in den seitlichen Schaftbereichen (sowohl medial als auch lateral) finden – weniger stabilisierendes Gewebe, wie weiches Mark in mehr oder minder großen Spalten oder Höhlen sowie unausgefüllte Hohlräume, hingegen in vorder- und hinterseitig gelegenen Implantatbettanteilen.

### 3.5.1.2 Mittlere Verteilung und Lokalisation der dargestellten Parameter im Interface

In Abbildung 29 ist dargestellt, wie viel Prozent aller Sektoren der jeweiligen Schnittebene im Durchschnitt den dokumentierten Gewebstyp aufweisen.

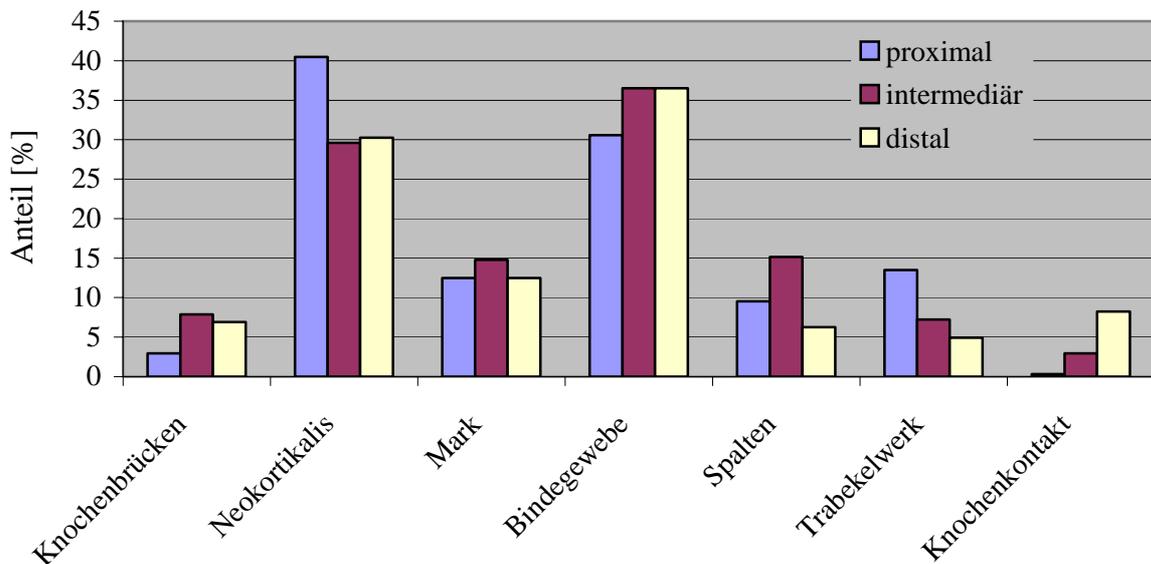


Abb. 29: Mittlere Verteilung der Grenzflächenparameter in den einzelnen Schnittebenen

Insgesamt zeigen sich die untersuchten Implantate am häufigsten von Bindegewebe sowie Neokortikalis umwachsen (jeweils gut ein Drittel aller Proben). Bei etwa 14 % der Implantate fand sich Mark als Interface. Übrige Parameter traten weniger häufig auf: Spalten bei ca. 10 %; Trabekelwerk bei ca. 9 %; Knochenbrücken bei ca. 6 % und Knochenkontakt bei ca. 4 % der analysierten Segmentflächen.

Hinsichtlich der Ausbildung der dokumentierten Gewebearten in den jeweiligen Prothesenbereichen (proximal, intermediär und distal) ist ein nur geringfügig unterschiedlich großes, anteiliges Vorkommen festzustellen. So liegt im proximalen Prothesenabschnitt 10 % mehr Anwuchs von Neokortikalis vor als in distalen Segmenten. Bindegewebe findet sich im Implantatbett hingegen etwa 5 % häufiger im intermediären und distalen Segment. Der Anteil an anwachsendem Trabekelwerk ist höher im proximalen Segment – Knochenbrücken entstehen hier jedoch seltener als in den übrigen Abschnitten. Auch Kontakt zur Kortikalis zeigt das Implantat eher im distalen Bereich.

### 3.5.2 *Festigkeitseinschätzung der einzelnen Prothesen*

In Tabelle 8 ist die Implantatfestigkeitseinschätzung der Präparate dargestellt.

Das proximale Segment einer Bikontakt-Prothese und das distale Segment eines MRP-Titan Modells gingen nicht in die Bewertung ein, da diese Abschnitte mehrfach mittels dicker umgebender Ringe bzw. durch Cerclagen gesichert waren, zu deren Entfernung zusätzlich ein spezieller Präparationsaufwand notwendig gewesen wäre. Eine Festigkeitseinstufung konnte daher bezüglich dieser Implantatabschnitte nicht vorgenommen werden. Die Codierung ist in Tabelle 4 (s. Kap. 2.4.13) erklärt.

Typ-Nr.	TEP-Nr.	proximal	intermediär	distal
1	127	7	7	7
1	129	7	7	7
1	216	7	7	7
1	246	7	7	7
1	254	7	7	7
1	255	7	7	7
2	2	5	4	2
2	213	6	3	2
2	223	4	4	3
2	233	Cerclagen	5	2
2	273	6	5	3
3	12	2	2	2
3	122	4	3	1
3	186	6	4	2
3	221	7	6	2
3	222	5	3	2
4	138	3	4	4
4	201	5	4	3
4	214	4	4	4
4	215	3	2	2
5	15	7	2	1
5	160	5	4	1
5	220	5	4	4
6	103	7	6	6
6	147	6	6	6
6	165	2	7	7
7	157	7	6	6
7	204	2	2	2
8	211	6	4	2
8	224	7	5	2
9	268	4	3	3
9	269	4	3	2
10	162	6	4	2
11	25	3	4	2
12	108	6	4	2
13	132	3	3	3
14	200	5	5	Cerclagen
15	234	2	4	2

Tab.8: Festigkeitseinschätzung der einzelnen Prothesen (n = 38)

Eine Auswertung der ermittelten Implantatfestigkeit soll hier nicht fallweise erfolgen, sondern wird im Folgenden modell- bzw. typenspezifisch dargestellt.

### 3.5.2.1 Typenbezogene Festigkeit

Errechnet man den Durchschnittswert der Festigkeit im jeweiligen Abschnitt (proximal, intermediär und distal) der einzelnen Implantate unter Berücksichtigung der Prothesentypen, ergibt sich die in Abbildung 30 dargestellte Verteilung.

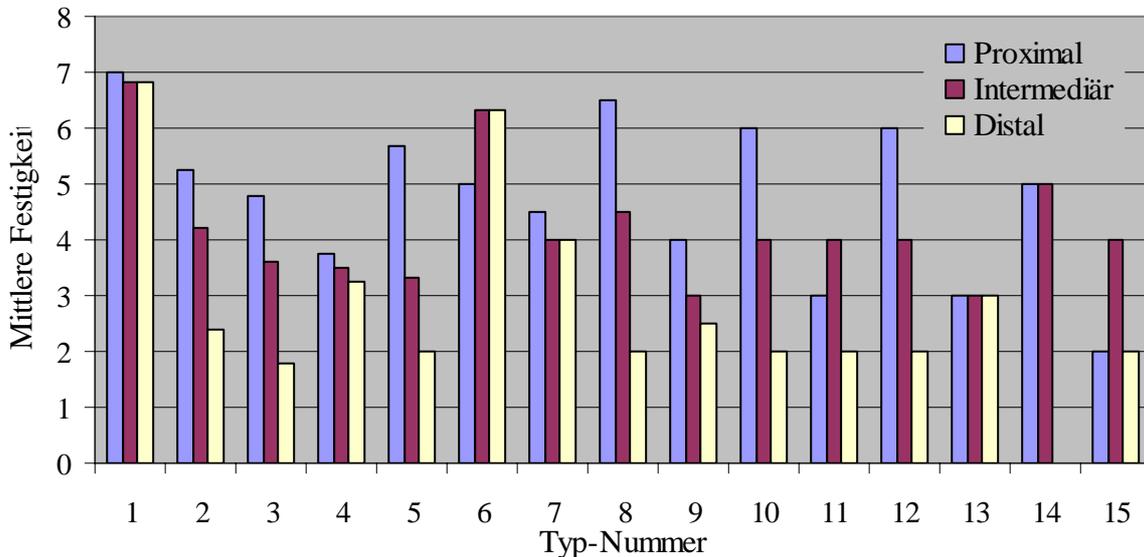


Abb. 30: Typenbezogene Festigkeit (Typenzuweisung s. Tab. 5 in Kap. 3.2)

Es wird deutlich, dass die proximalen Prothesenabschnitte mehrheitlich (zumeist erheblich) schwieriger aus dem Implantatbett gelöst werden konnten, die distalen Segmente hingegen mit (zumeist erheblich) geringerem Kraftaufwand explantierbar waren als übrige Abschnitte.

Von dem Prinzip der nach distal abnehmenden – fallweise auch gleichbleibenden (Typ 13, partiell Typ 1, 7 und 14) – Festigkeitsbewertung ausgenommen sind die Modelle Madreporique, CENOS-Hohlschaft und der SL-Revisionsschaft – wobei bezüglich der letzteren beiden anzumerken ist, dass jeweils nur ein Vertreter dieses Prothesentyps im hier ausgewerteten Probengut vorkam, was die Aussagekraft dieses Phänomens minimiert. Bei genauerer Analyse der drei in die Bewertung eingeflossenen Madreporique-Prothesen zeigt sich, dass lediglich ein Implantat (TEP 165) im proximalen Bereich einen sehr niedrigen Festigkeitswert aufweist, welcher den Durchschnittswert derart auffällig verändert. Eine Erklärung für diesen sog. Ausreißerwert konnte nicht gefunden werden – das intermediäre und das distale Prothesensegment waren fest eingewachsen (7 Punkte).

Hohe Implantatfestigkeiten mit einem Durchschnittswert von über 6 Punkten im intermediären und distalen Abschnitt – wie sie, neben der Madreporique, auch bei der ESKA vorkamen bzw. angenommen wurden – stellen wiederum eine Besonderheit dar, denn übrige Präparate erreichen dort wesentlich niedrigere Werte. So liegt beispielsweise bei etwa der Hälfte der Prothesentypen die mittlere Festigkeit im distalen Prothesensegment bei 2 Punkten.

Die höchsten absoluten Festigkeitswerte (> 6 Punkte) werden von den Modellen ESKA, Madreporique und S-ROM erreicht. Auch Vertreter der Typen 10 und 12 weisen – wenn auch nur im proximalen Segment – anteilig einen hohen Festigkeitswert (6 Punkte) auf. Für den Prothesentyp 14 konnte kein mittlerer Festigkeitswert im distalen Segment ermittelt werden, da der Auswertung nur ein Vertreter zur Verfügung stand, welcher im distalen Schaftbereich mehrere Cerclagen aufwies und somit nicht längsgeschnitten wurde.

### 3.6 Korrelation der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Interfaceuntersuchungen wurden ausgewählten Patientendaten gegenübergestellt. Gleichmaßen wurde die anhand der Kraftaufwendung beim Herauslösen des Implantates aus den umgebenden Strukturen (sowie des Beschädigungsausmaßes letzterer) eingestufte Einwachsfestigkeit mit ausgewählten Patientendaten verglichen. Zu überprüfen war des Weiteren ein möglicher Zusammenhang zwischen Prothesendaten (wie der strukturellen Beschaffenheit der Implantatoberfläche oder der Implantatstandzeit) und der sich darstellenden Einwachsfestigkeit der verschiedenen Prothesenmodelle einerseits sowie den Ergebnissen der makroskopischen Schnitt- bzw. Grenzflächenbetrachtung andererseits (vgl. Abb. 31).

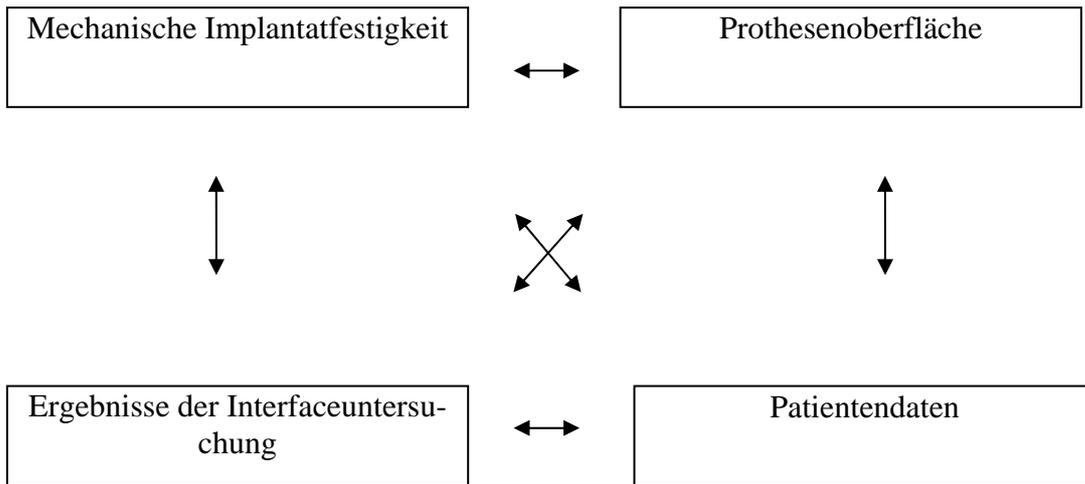


Abb. 31: Darstellung der überprüften Zusammenhänge

### 3.6.1 Zusammenhang zwischen Patientendaten und Interfacebeschaffenheit

#### 3.6.1.1 Altersbezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen

Die Abbildungen 32a und 32b zeigen, wie viel Prozent der Implantate in der jeweiligen Patienten-Altersgruppe die einzelnen untersuchten Gewebstypen aufweisen. Zu Grunde gelegt werden wiederum acht Segmente pro Schnittebene. Gesetzt den Fall, dass in allen Segmenten (insgesamt 24) einer Prothese ein bestimmter Gewebeanwuchs vorliege, wäre dementsprechend ein Vorkommen von 100 % für dieses Modell zu dokumentieren.

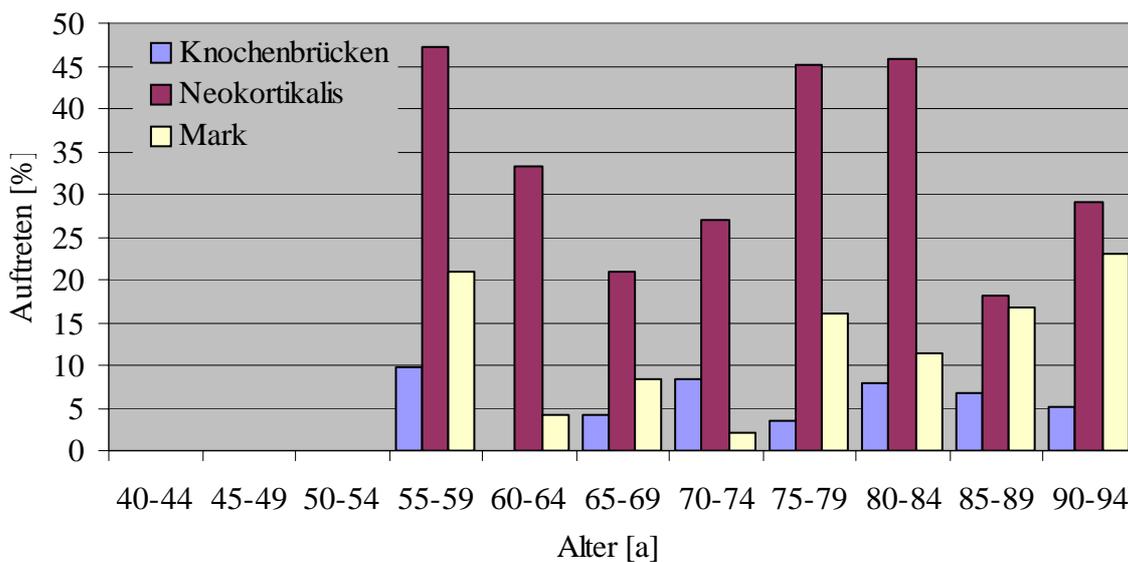


Abb. 32a: Altersbezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark

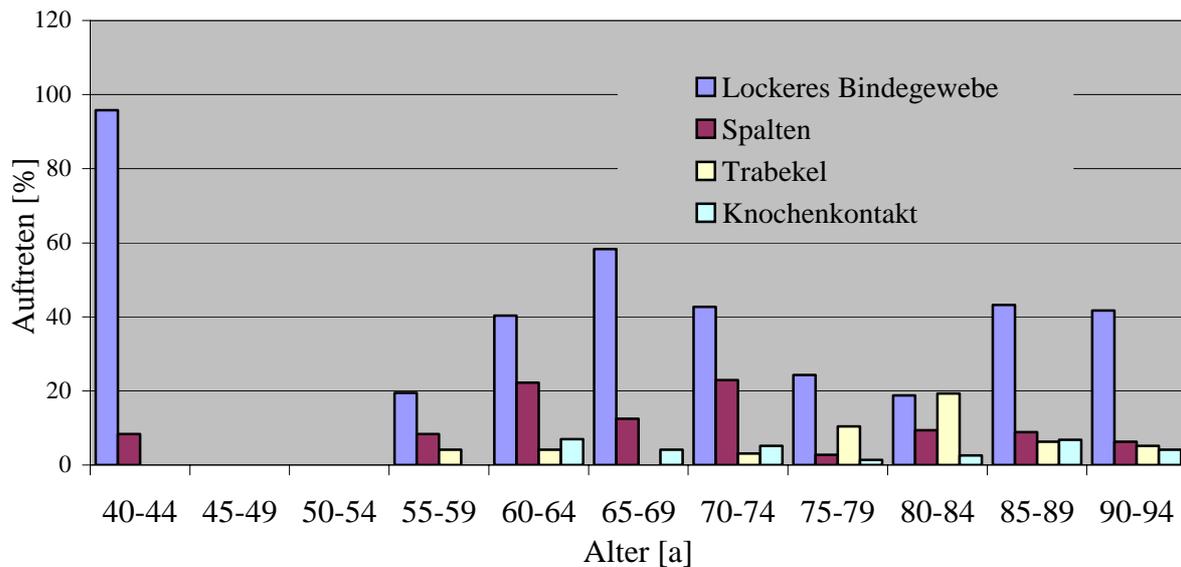


Abb. 32b: Altersbezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt

Entsprechend der im vorangegangenen Abschnitt (vgl. Kap. 3.5.1) referierten Vorkommenshäufigkeit der dokumentierten Gewebstypen spiegelt sich auch hier ein insgesamt erhöhtes Auftreten von lockerem Bindegewebe und Neokortikalis in Relation zu den übrigen Parametern wider. Ein vom Patientenalter abhängiges erhöhtes oder aber vermindertes Anwachsen der jeweiligen Gewebstypen bzw. Vorkommen von Spalträumen ist nicht nachzuweisen. Es zeigt sich jedoch, dass in Altersgruppen mit vermehrt von Neokortikalis umgebenen Implantaten (55 bis 59 Jahre sowie 75 bis 84 Jahre) eine lockere bindegewebige Umscheidung entsprechend geringer auftritt.

Im Fall des mit 40 Jahren auffällig jung verstorbenen Patienten findet sich ein aus lockerem Bindegewebe und Spalten bestehendes Interface – somit eine geringe Implantatfestigkeit – obwohl in dieser Altersgruppe die Wahrscheinlichkeit einer guten Knochenstruktur bzw. eines knöchernen Implantateinwachsens höher sein sollte. Allerdings liegen keine Angaben zur Verweildauer der Prothese und zu Prothesenträgerdaten wie Mobilität, Indikation, Begleiterkrankungen oder Knochenstrukturwerte vor, die einen möglichen Erklärungsansatz bieten könnten.

### 3.6.1.2 BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen

Auch den Abbildungen 33a und 33b, die den Zusammenhang von BMI und den im Interface auftretenden Gewebstypen illustrieren, ist – neben dem insgesamt häufigeren Anteil von lockerem Bindegewebe und Neokortikalis im Interface – keine wesentliche Aussage bzw. lineare Korrelation zu entnehmen.

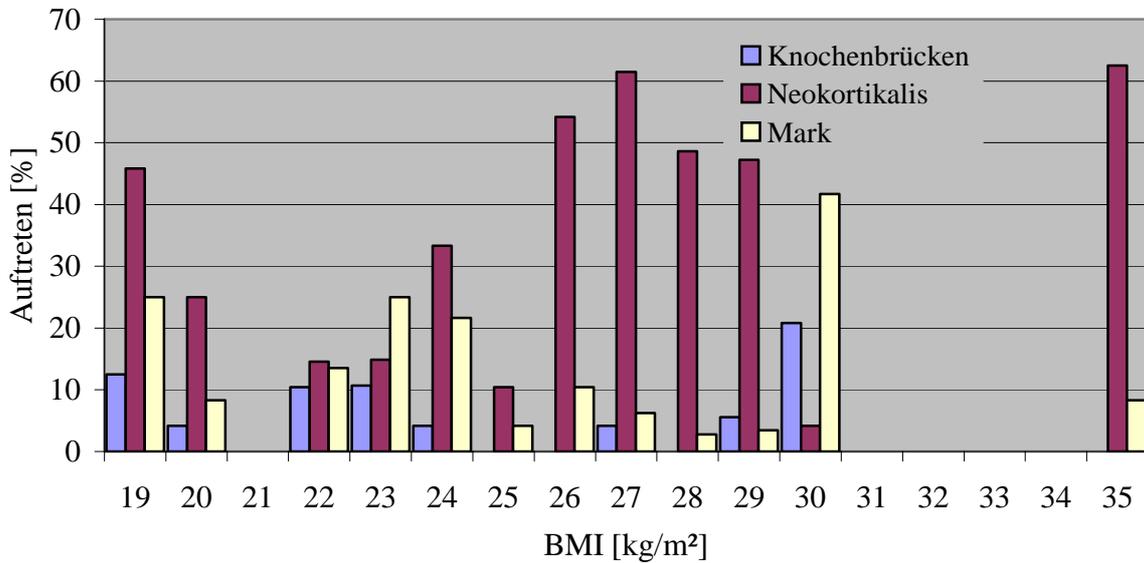


Abb. 33a: BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark

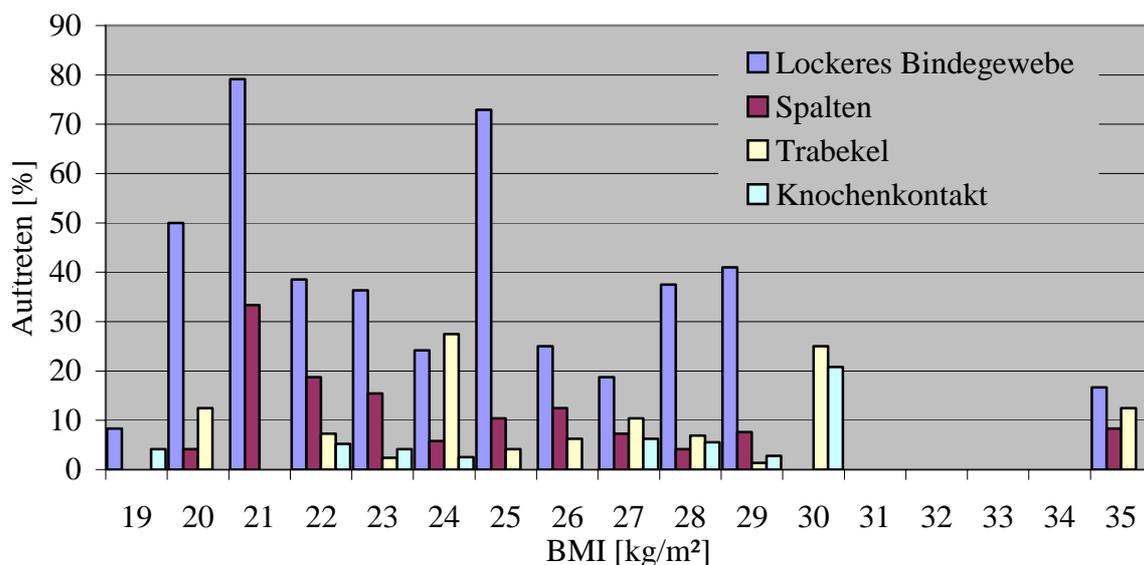


Abb. 33b: BMI-bezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt

Ein vom BMI abhängiges erhöhtes oder aber vermindertes Anwachsen der jeweiligen Gewebstypen bzw. Vorkommen von Spalträumen ist nicht nachzuweisen. Es ist wiederum ablesbar, dass knöchern eingewachsene Implantate korrespondierend weniger Bindegewebe an der Grenzfläche aufweisen.

Der größte Anteil an Neokortikalis (ca. 62 % der 24 bzw. 8 je Schnittfläche betrachteten Segmente) findet sich – erstaunlicherweise – im Fall eines Patienten mit einem BMI von über 35 kg/m<sup>2</sup>.

### 3.6.2 Zusammenhang zwischen Patientendaten und Implantatfestigkeit

#### 3.6.2.1 Altersbezogene Festigkeit

Zur Erstellung der Abbildung 34 wurde der mittlere Festigkeitswert aller in den jeweils festgelegten Altersgruppen vorkommenden Implantate – segmentabhängig – ermittelt. Eine altersspezifische Zu- oder Abnahme der Implantatfestigkeit lässt sich nicht nachweisen. Es findet sich lediglich, wie bereits dargestellt, eine sich zumeist von proximal nach distal verringernde Festigkeit – welche unabhängig vom Patientenalter ist.

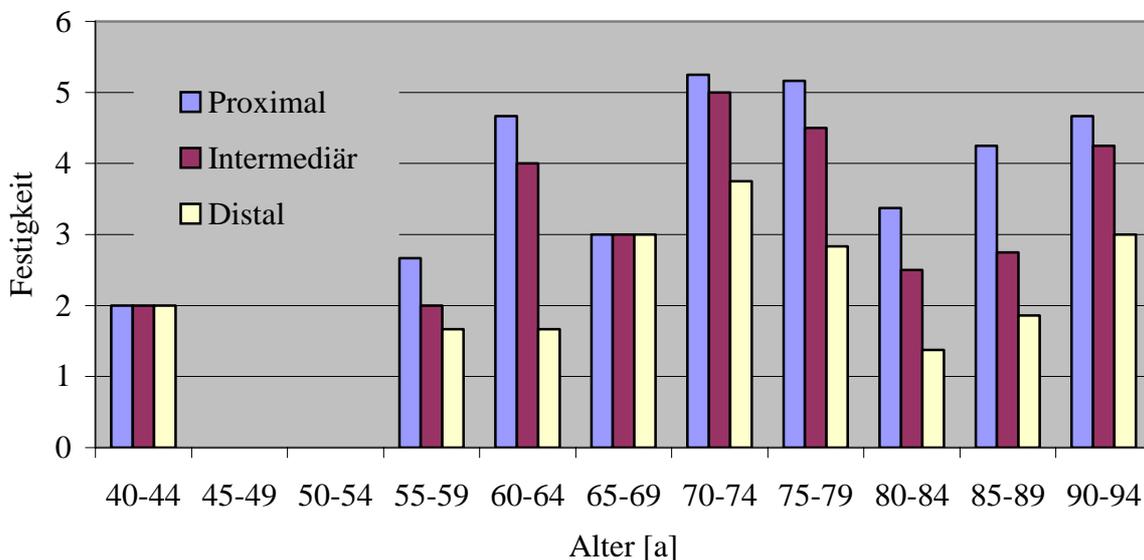


Abb. 34: Altersbezogene Festigkeit

Die höchsten Implantatfestigkeitswerte (> 5 Punkte) werden in der Altersgruppe der 70- bis 80-jährigen Patienten erreicht. Das Implantat des mit 40 Jahren jüngsten Patienten zeigt ganzheitlich eine geringe Festigkeit (2 Punkte) – allerdings liegen keine Angaben zur Verweildauer der Prothese und zu Patientendaten wie Mobilität, Indikation, Beglei-

terkrankungen oder Knochenstrukturwerte vor, die einen möglichen Erklärungsansatz bieten könnten. Auffällig ist eine positive Korrelation von Implantatfestigkeit und zunehmendem Alter in den drei Gruppen der 80 bis 94 Jahre alt gewordenen Patienten.

### 3.6.2.2 Knochenstrukturwertbezogene Festigkeit – TBPf und BV/TV

Setzt man die im Rahmen der osteopathologischen Untersuchungen ermittelten Knochenstrukturwerte in Beziehung zu der hier eingeschätzten Implantatfestigkeit, ergibt sich keine Korrelation – was im unregelmäßigen Verlauf der beiden Diagramme 35a und 35b bzw. anhand der schwankenden Festigkeitswerten erkennbar ist.

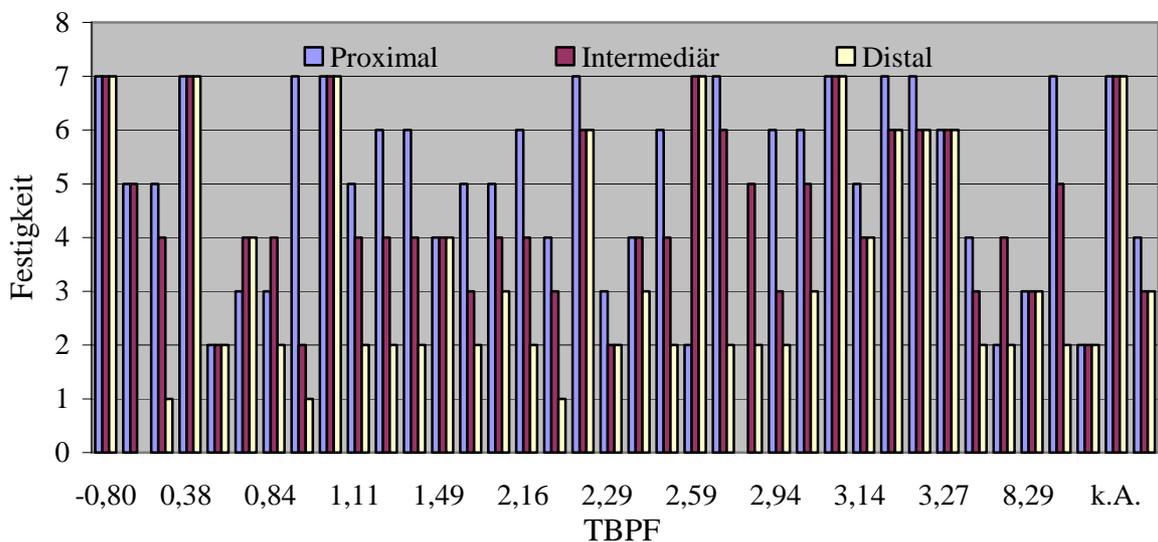


Abb. 35a: Korrelation von Knochenstrukturwert TBPf und Festigkeit

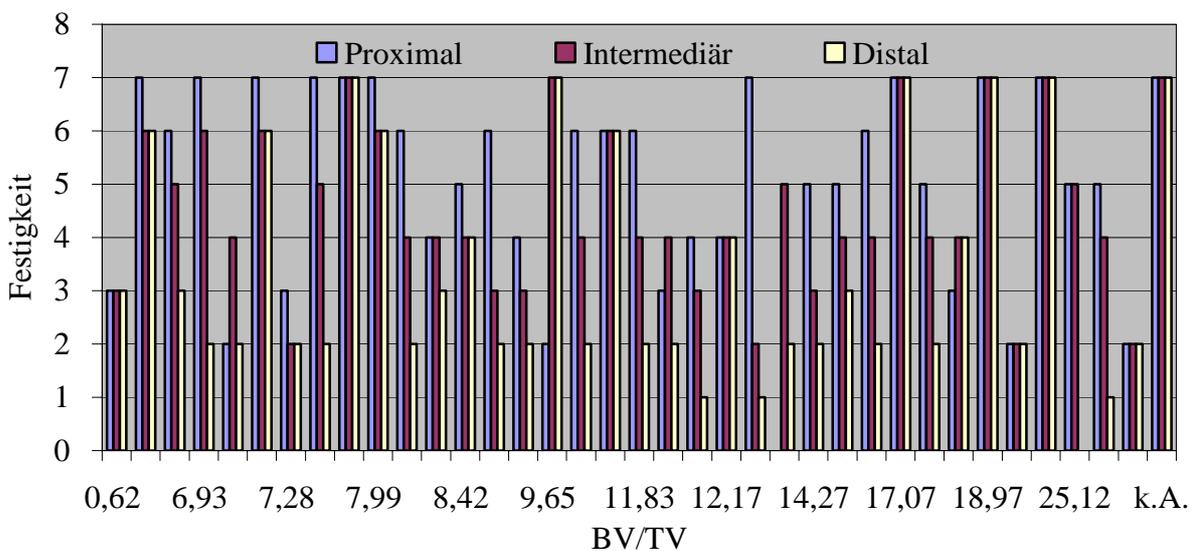


Abb. 35b: Korrelation von Knochenstrukturwert BV/TV und Festigkeit

### 3.6.2.3 BMI-bezogene Festigkeit

Eine maximale Festigkeit (7 Punkte) erreicht das Implantat eines Patienten mit einem BMI von rund 20 kg/m<sup>2</sup>, es folgen die Präparate mehrerer Prothesenträger mit einem BMI von rund 26 kg/m<sup>2</sup> (6,5 Punkte im Durchschnitt). Berücksichtigt man die Anzahl der in die einzelnen Gruppen der BMI-Werte eingeflossenen TEP-Patienten, zeigt sich, dass im Übergangsbereich von oberem Normbereich zu leichtem bis mäßigem Übergewicht (26 bis 28 kg/m<sup>2</sup>) häufiger Festigkeitswerte von 5 Punkten und mehr angegeben sind. Auch bei einem BMI von rund 35 kg/m<sup>2</sup> weist das entsprechende Implantat eine gute bzw. im distalen Segment auch überdurchschnittliche Festigkeit (4 Punkte) auf. Ein Zusammenhang zwischen dem BMI und der Implantatfestigkeit ist nicht erkennbar (vgl. Abb. 36).

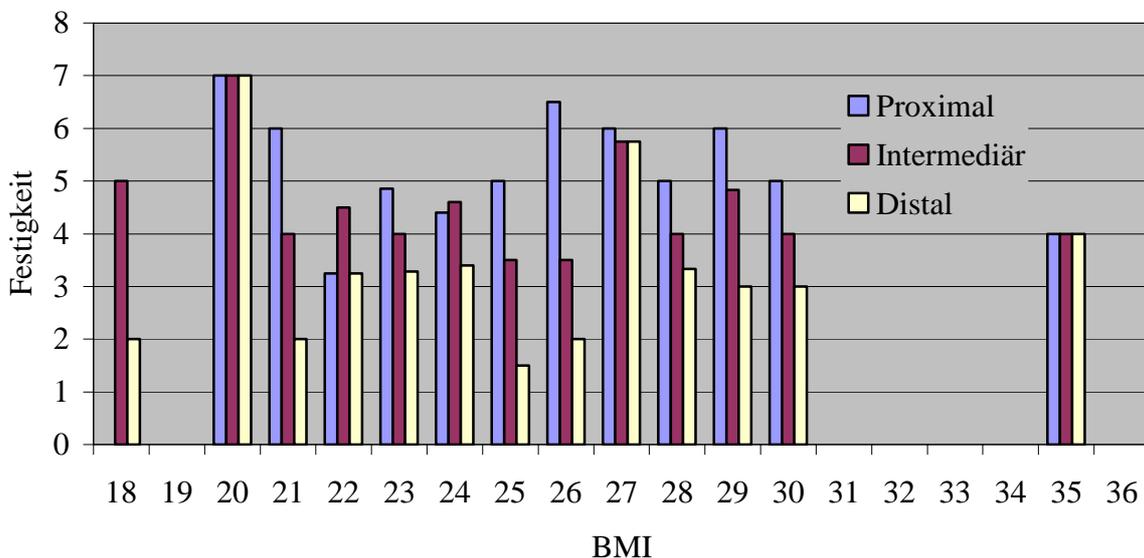


Abb. 36: BMI-bezogene Festigkeit

### 3.6.3 Zusammenhang zwischen Prothesendaten und Interfacebeschaffenheit

#### 3.6.3.1 Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit der Gewebstypen

Betrachtet man, zu wie viel Prozent (Anteil der insgesamt dokumentierten Segmente) die untersuchten Proben durchschnittlich nach einer bestimmten Verweildauer von den jeweiligen Gewebsformationen bzw. Spalten umgeben sind, können keine allgemein gültigen Aussagen abgeleitet werden, wie z.B. dass einzelne Gewebstypen erst nach einer gewissen Zeit im Interface nachzuweisen sind oder aber ab einer Anzahl von Jahren nicht mehr vorkommen (vgl. Abb. 37a, b).

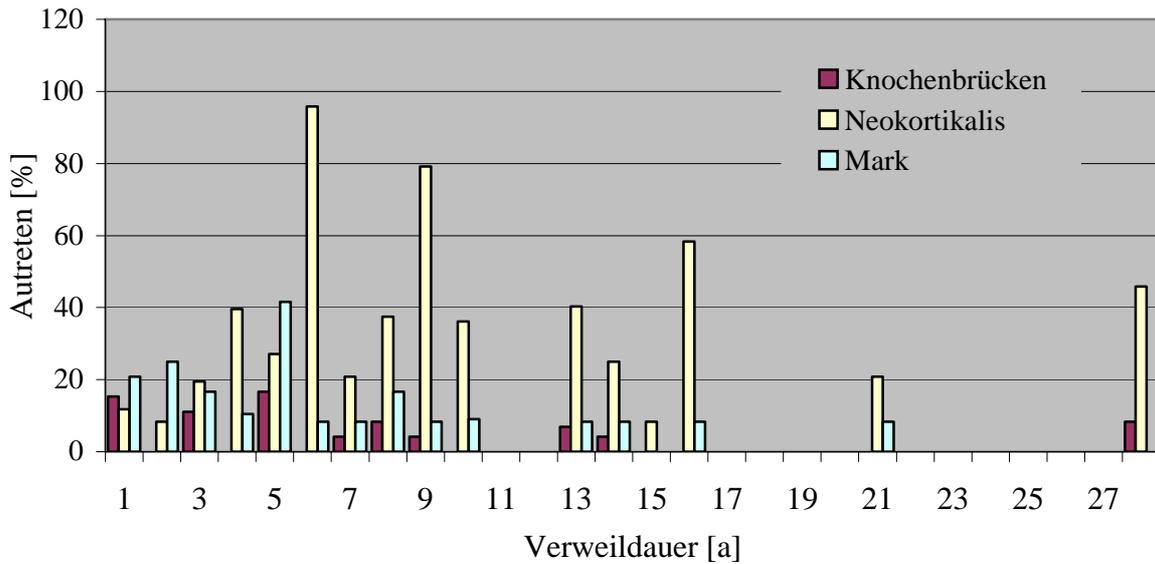


Abb. 37a: Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit von Knochenbrücken, Neokortikalis und Mark

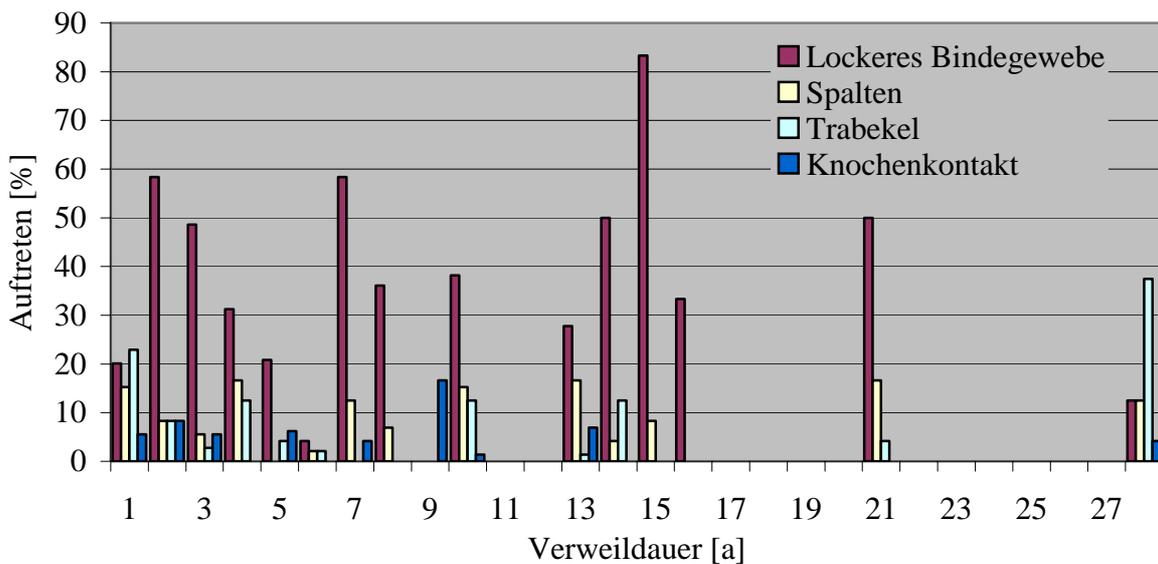


Abb. 37b: Verweildauerbezogene Auftretenshäufigkeit von lockerem Bindegewebe, Spalten, Trabekelwerk und Knochenkontakt

Knöcherner Implantatanwuchs findet sich am häufigsten nach sechs (ca. 95 %) und neun (knapp 80 %) Jahren im Körper – aber auch nach einer Verweildauer von 16 bzw. 28 Jahren werden noch höhere Werte erreicht als im Übrigen. Das Vorkommen von Neokortikalis an Implantaten, die weniger als vier Jahre im Patienten standen, ist am geringsten (unter 20 %).

Hinsichtlich des Vorkommens von lockerem Bindegewebe im Grenzflächenbereich sind, wie bezüglich der Neokortikalis, gegenüber übrigen untersuchten Parametern, höhere Werte festzustellen, jedoch sind diese verweildauerunabhängig. Ein Implantat mit einer Standzeit von 15 Jahren zeigt sich mit knapp 85 % am meisten von lockerem Bindegewebe umgeben.

Der größte Anteil von trabekulärem Implantatanwuchs (ca. 38 %) liegt bei der mit 28 Jahren Verweildauer „ältesten“ hier untersuchten Prothese vor.

### 3.6.4 Zusammenhang zwischen Prothesendaten und Implantatfestigkeit

#### 3.6.4.1 Verweildauer der Prothesen

Da nachfolgend untersuchte Zusammenhänge die Implantatverweildauer im Einzelnen berücksichtigen, werden an dieser Stelle alle dokumentierten Probenstandzeiten – ohne Gruppenunterteilung – dargestellt (vgl. Abb. 38).

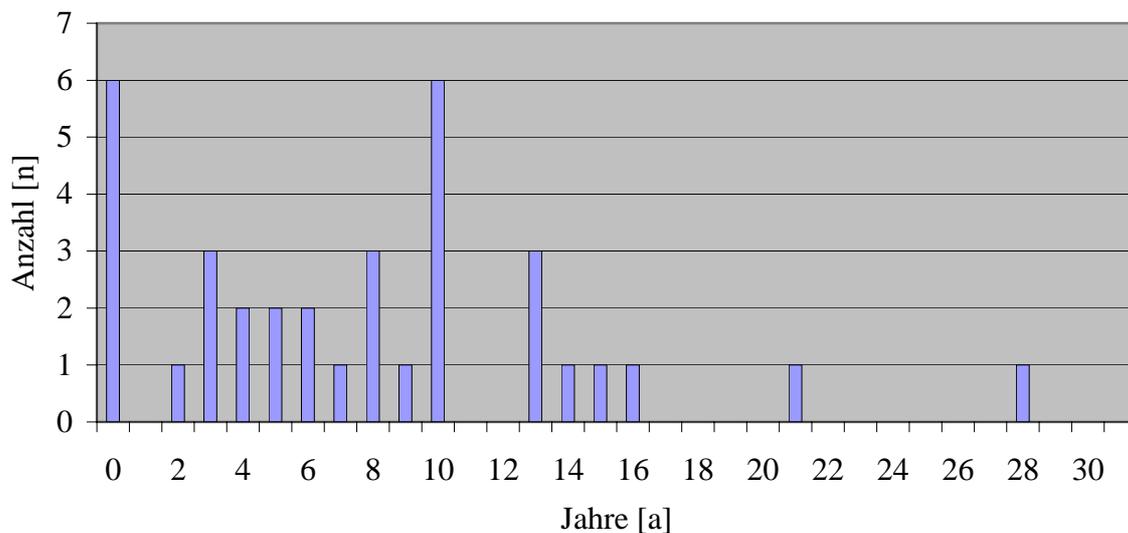


Abb. 38: Verweildauer der Prothesen

In drei Fällen konnten keine entsprechenden Angaben erhoben werden. Am häufigsten fanden sich Implantate, die weniger als ein Jahr (6 Stück) oder zehn Jahre (6 Stück) vor dem Versterben der Prothesenträger eingebracht worden waren. Die „älteste“ Prothese weist eine Standzeit von 28 Jahren auf.

### 3.6.4.2 Typenbezogene Verweildauer

Errechnet man den Mittelwert der angegebenen Standzeiten aller Vertreter der vorgekommenen Prothesenmodelle und stellt dies auf die jeweiligen Prothesentypen bezogen dar, ergibt sich folgendes Diagramm (vgl. Abb. 39).

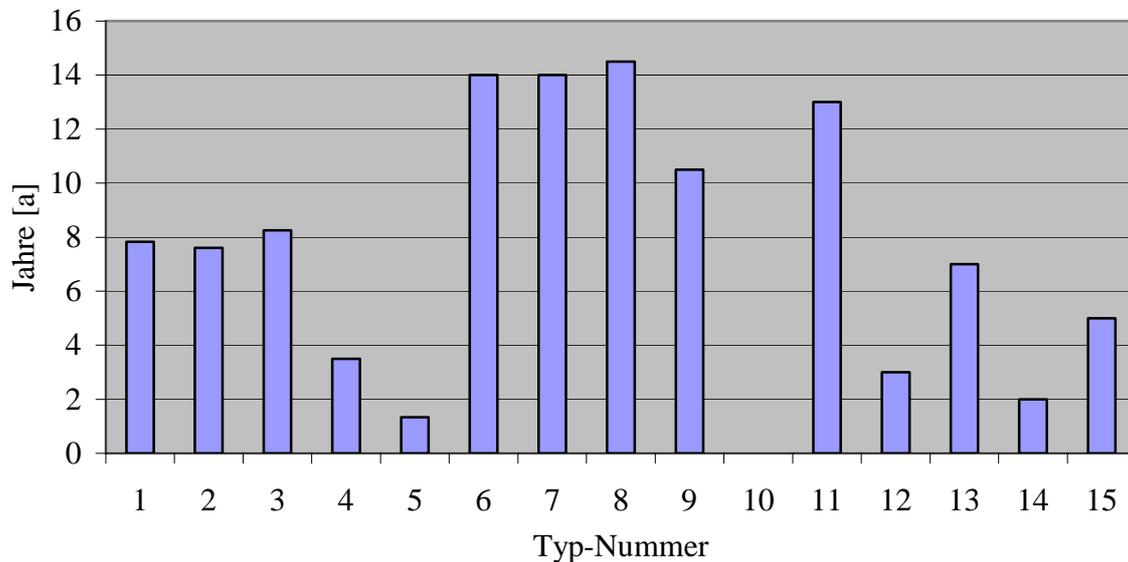


Abb. 39: Typenbezogene Verweildauer

Die längste Standzeit zeigen mit etwa 14 Jahren die Typen 6, 7 und 8 – es konnten hier jeweils zwei Proben berücksichtigt werden (eine Probe des Modells 6 fiel aufgrund fehlender entsprechender Angaben aus der Berechnung heraus).

Die Typen 4, 5, 10, 12 und 14 standen mit 3,5 Jahren oder weniger eher kurz im Patienten.

### 3.6.4.3 Verweildauerbezogene Festigkeit

Bei Betrachtung der mittleren Implantatfestigkeit der drei Prothesenabschnitte in Abhängigkeit von der Prothesenstandzeit (vgl. Abb. 40) zeigt sich, dass der Maximalwert (7 Punkte) der Festigkeitseinschätzung nach 9, 14, aber auch nach 28 Jahren erreicht werden kann. Ein Wert von 6 Punkten findet sich bei Implantaten, die sich 8 bzw. 21 Jahre im Körper befanden – diesbezüglich ist jedoch eine deutliche Abnahme der eingeschätzten Festigkeit von proximal nach distal feststellbar. In der Gruppe der Prothesen, die weniger als ein Jahr vor dem Versterben des Prothesenträgers implantiert worden waren, liegt – erstaunlicherweise – ebenfalls ein relativ hoher Festigkeitswert (zwischen 4 und 5 Punkten) vor. Eine entsprechende Korrelation zwischen der Verweildauer und der Implantatfestigkeit ist wiederum nicht erkennbar.

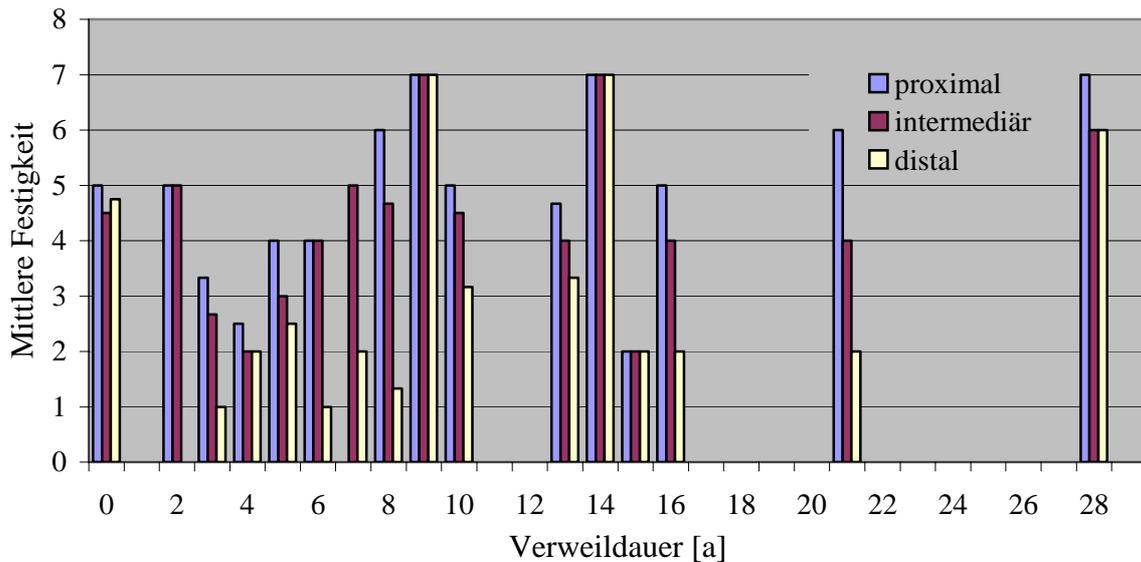


Abb. 40 Verweildauerbezogene Festigkeit

#### 3.6.4.4 Verweildauerbezogene Festigkeit der vier häufigsten Prothesentypen

Um zwischen möglicherweise weniger bzw. sehr fest einwachsenden Prothesentypen zu differenzieren, wird im Folgenden die mittlere Festigkeit der vier am häufigsten vorkommenden Prothesenmodelle in Abhängigkeit von der Verweildauer analysiert (vgl. Abb. 41-43). Durch die Berücksichtigung der einzelnen Vertreter innerhalb einer Typgruppe kann somit eine Beeinflussung der Implantatfestigkeit durch die unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheit der Prothesenmodellgruppen ausgeschlossen werden.

Bezüglich der Prothesen vom Typ 1 zeigt sich konstant eine maximale Festigkeit (daher wird auf eine grafische Darstellung verzichtet) – sowohl bei Prothesen, die weniger als ein Jahr aber auch 14 Jahre implantiert waren. Einschränkend muss hier jedoch angemerkt werden, dass nur bei einem der sechs Präparate eine Längsschnittlegung erfolgte. Da sich das Implantat auch unter größtem Kraftaufwand nicht aus dem Knochenbett entfernen ließ und übrige Proben dieses Modells ein ähnlich beschaffenes Querschnittsbild aufwiesen, wurde von gleicher Implantatfestigkeit ausgegangen.

Mehrheitlich ist bei Vertretern des Typ 2 eine von proximal nach distal abnehmende Implantatfestigkeit erkennbar (vgl. Abb. 41). Proximale Prothesenabschnitte waren – mit dokumentierten 4 bis 6 von 7 erreichbaren Punkten – fest eingewachsen. Der proximale Anteil des Implantates mit der Standzeit von fünf Jahren konnte bezüglich seines Einwachsungsverhaltens nicht bewertet werden, da eine Längsschnittlegung aufgrund von Cerclagen unterblieb und somit der Versuch des Herauslösen der Probe aus dem Schaft

nicht durchführbar war. Eine entsprechend der Verweildauer tendenziell zu- oder abnehmende Einwachsfestigkeit ist nicht erkennbar.

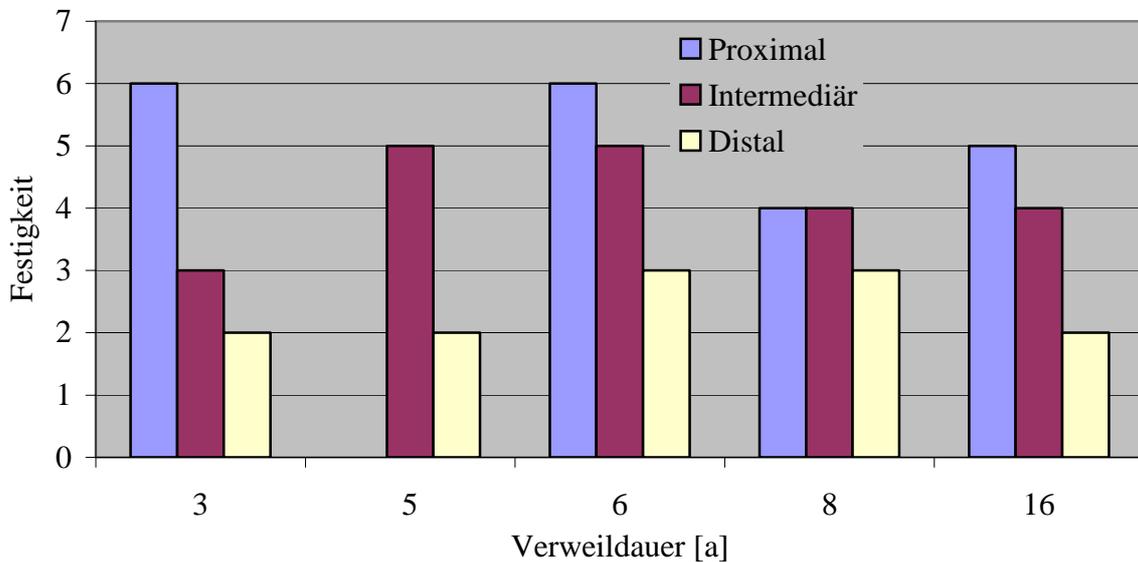


Abb. 41: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 2 (n = 5)

Auch unter vorliegenden Prothesen des Typ 3 ist das Prinzip der von proximal nach distal abnehmenden Festigkeit (von maximal 6 Punkten bis auf minimal 1 Punkt) nachweisbar (vgl. Abb. 42). Lediglich ein Implantat zeigt mit einem Punktwert von 1 eine verhältnismäßig geringe und zudem auf allen Höhen gleichermaßen niedrige Einwachs- festigkeit – es liegen hier jedoch keine Angaben zur Prothesenstandzeit vor.

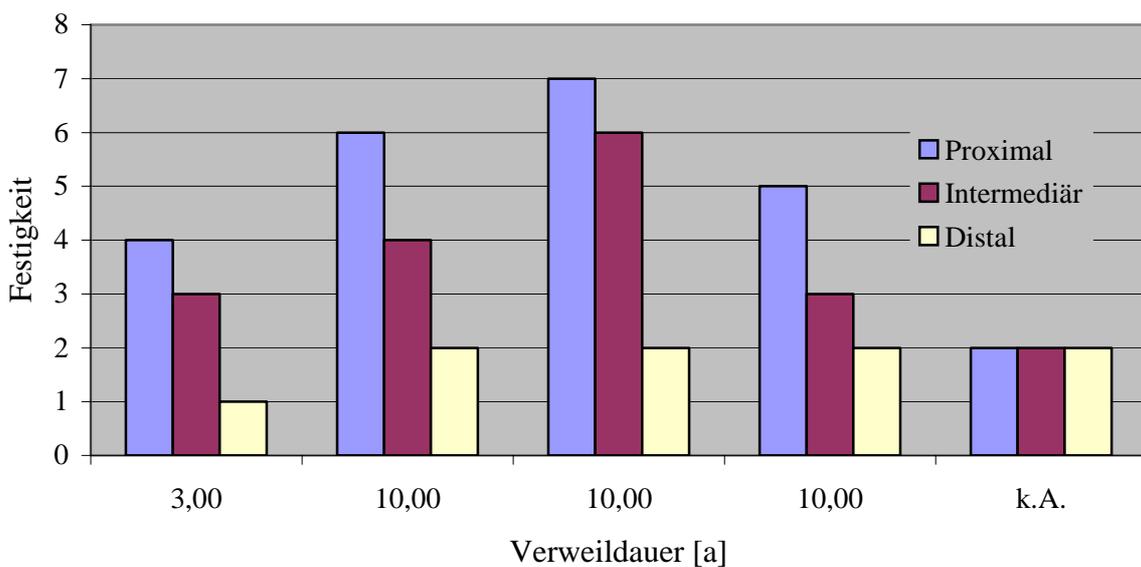


Abb. 42: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 3 (n = 5)

Auffallend an den vier hier analysierten Implantaten vom Typ 4 ist, dass nur eines eine von proximal (5 Punkte) nach distal (3 Punkte) abnehmende Festigkeit aufweist (vgl. Abb. 43). Ein Vertreter ist zwar proximal am festesten (3 Punkte), intermediär und distal aber gleich fest (jeweils 2 Punkte) eingewachsen. Beide Prothesen waren weniger als ein Jahr implantiert. Auch die beiden übrigen, vier bzw. zehn Jahre vor dem Tod des Prothesenträgers eingebrachten Implantate erreichen den typenspezifischen Maximalwert von 5 Punkten nicht. Des Weiteren lässt sich bei diesen ein durchgehend gleich hoher Festigkeitswert (4 Punkte) bzw. ein – im Vergleich zu übrigen Abschnitten – proximal geringer feststehendes Prothesensegment feststellen, wobei letzteres eine seltene Beobachtung unter sämtlichen untersuchten Proben darstellt.

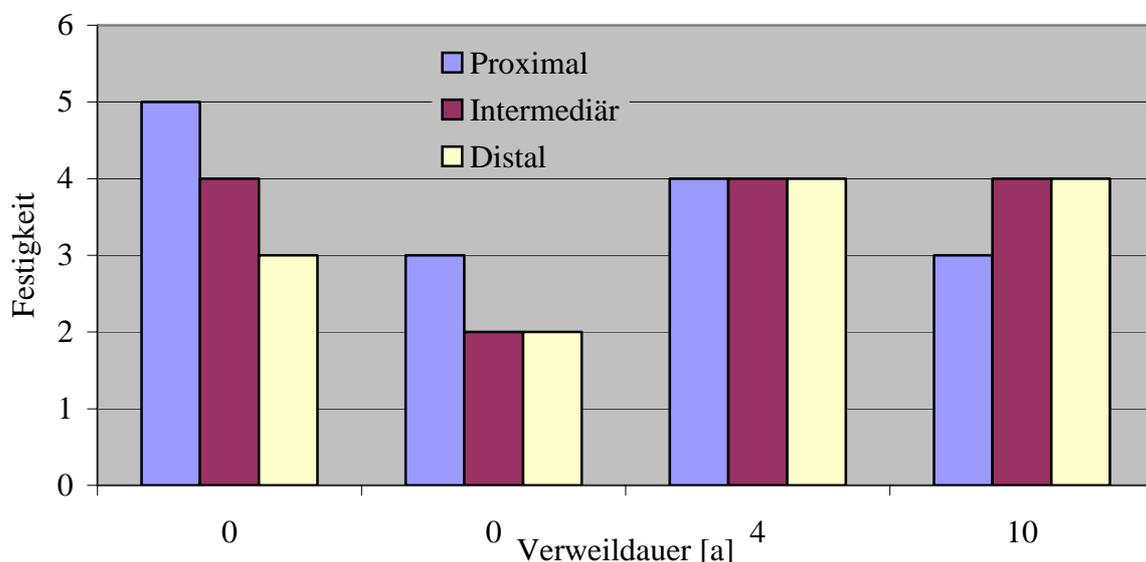


Abb. 43: Verweildauerbezogene Festigkeit für Typ 4 (n = 4)

### 3.6.5 Zusammenhang zwischen Implantatoberflächenstruktur und Interfacebeschaffenheit

Die Abbildungen 44 bis 50 stellen die Ergebnisse der makroskopischen Schnittflächenanalyse (in Horizontalebene) in Abhängigkeit von der jeweils aufgetretenen Beschaffenheit der Prothesenoberfläche dar. Es ist in diesem Zusammenhang das prozentuale Vorkommen der dokumentierten Parameter (anwachsende Gewebstypen, Spalten) aufgezeigt.

Bei Implantatoberflächenformen, an denen keinerlei auftretendes Gewebe dokumentiert bzw. abgebildet ist, war entsprechend bei gegebener Prothesenstruktur in keinem Fall der untersuchten Proben der jeweilige Parameter nachzuweisen.

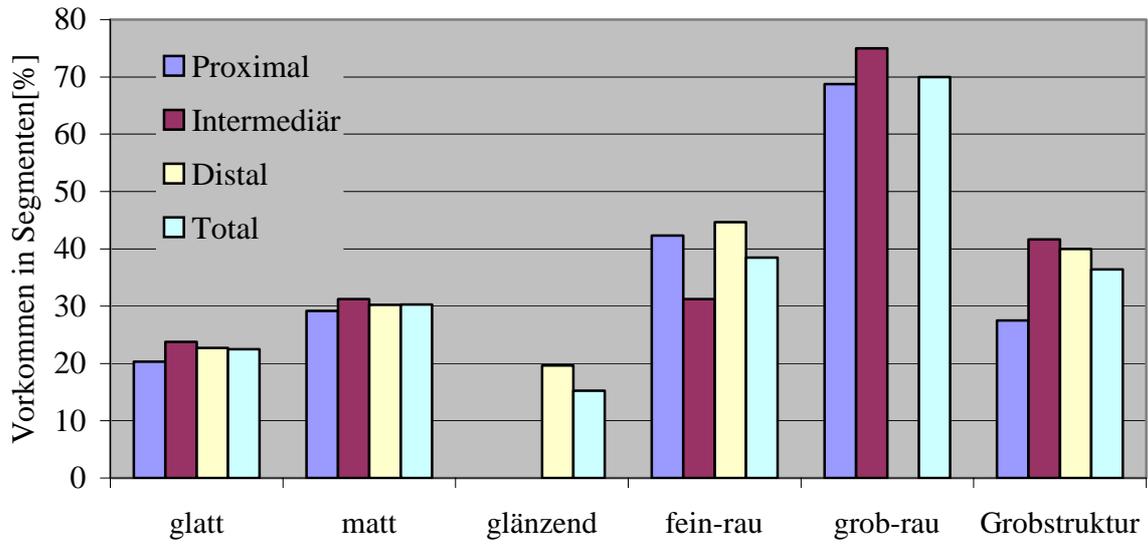


Abb. 44: Vorkommen von Neokortikalis an der Prothesenoberfläche

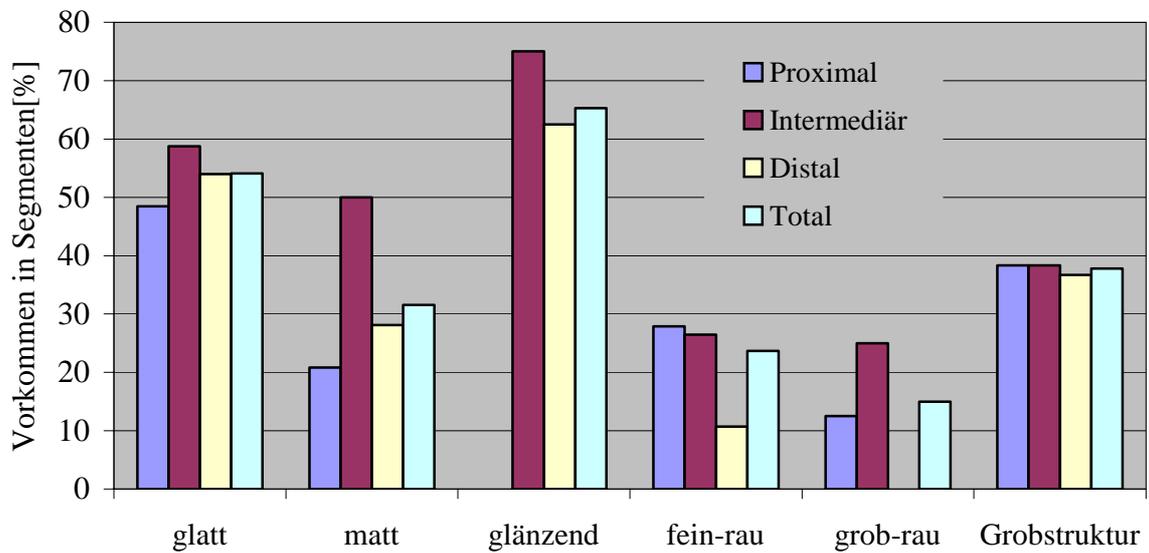


Abb. 45: Vorkommen von lockerem Bindegewebe an der Prothesenoberfläche

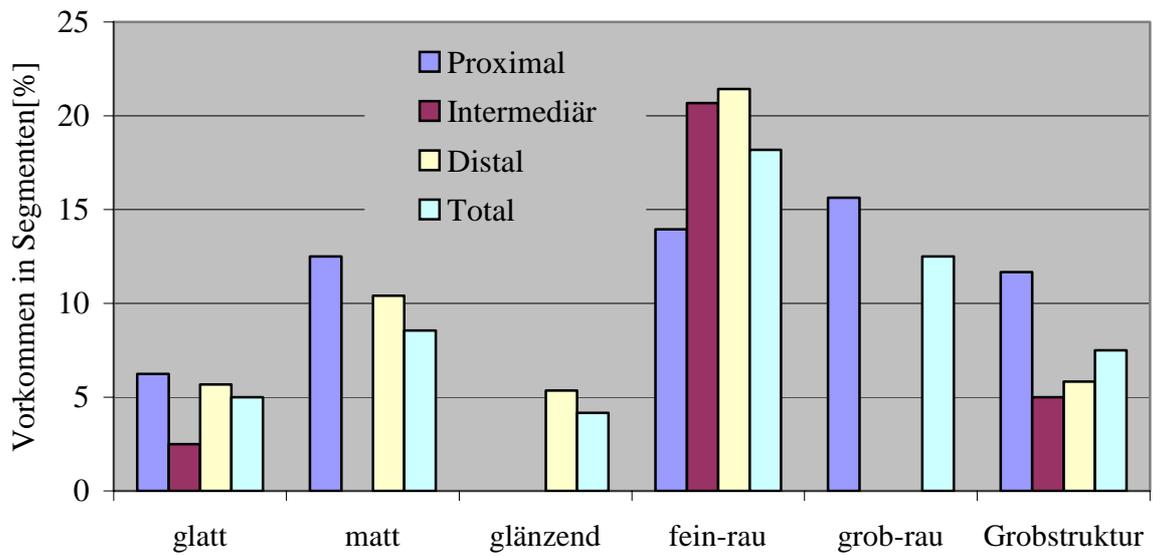


Abb. 46: Vorkommen von Mark an der Prothesenoberfläche

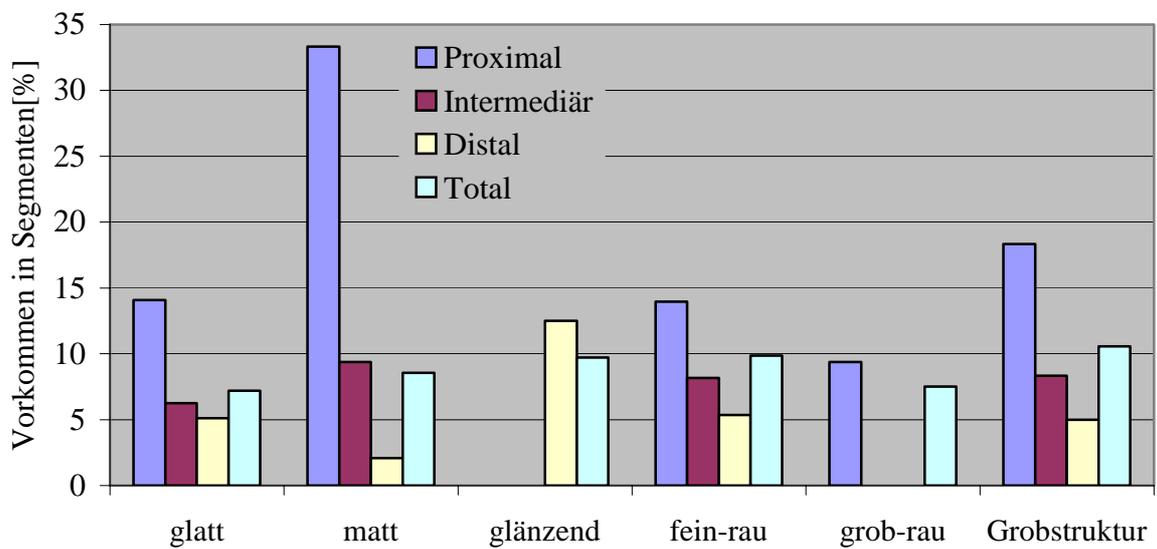


Abb. 47: Vorkommen von Trabekelwerk an der Prothesenoberfläche

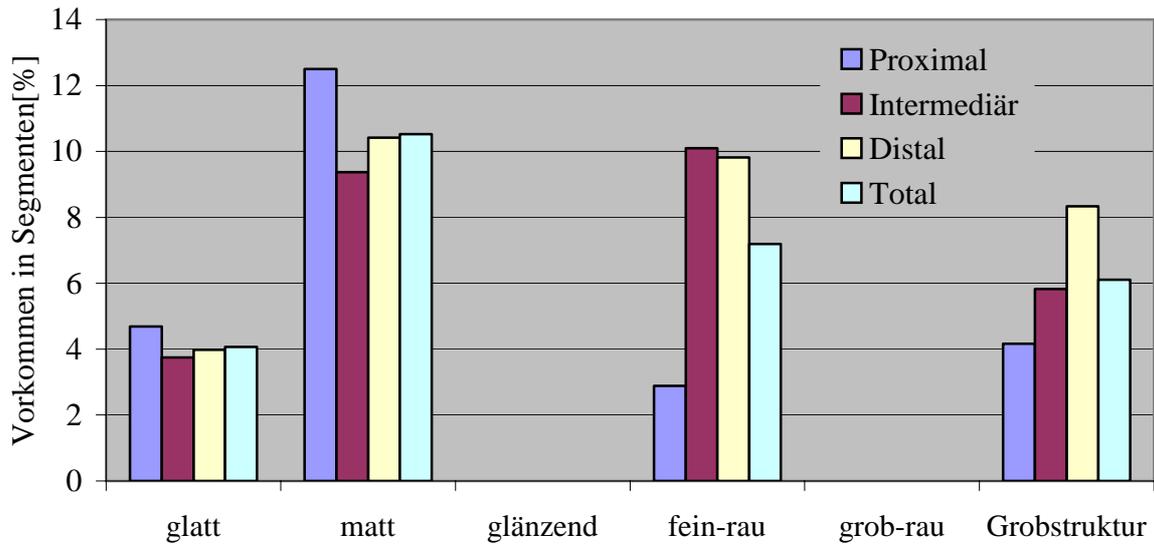


Abb. 48: Vorkommen von Knochenbrücken an der Prothesenoberfläche

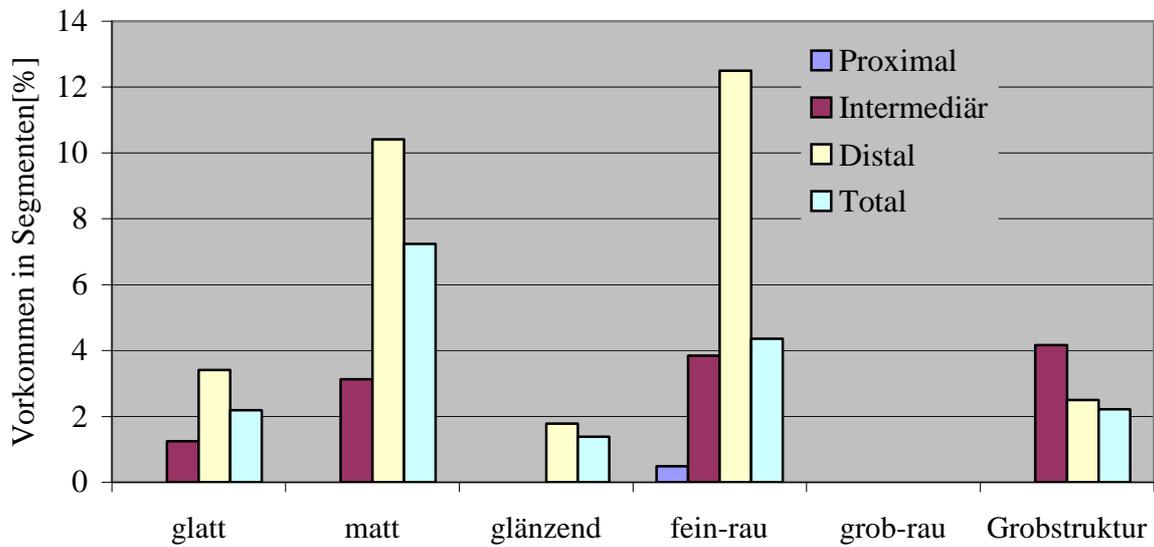


Abb. 49: Vorkommen von Knochenkontakt an der Prothesenoberfläche

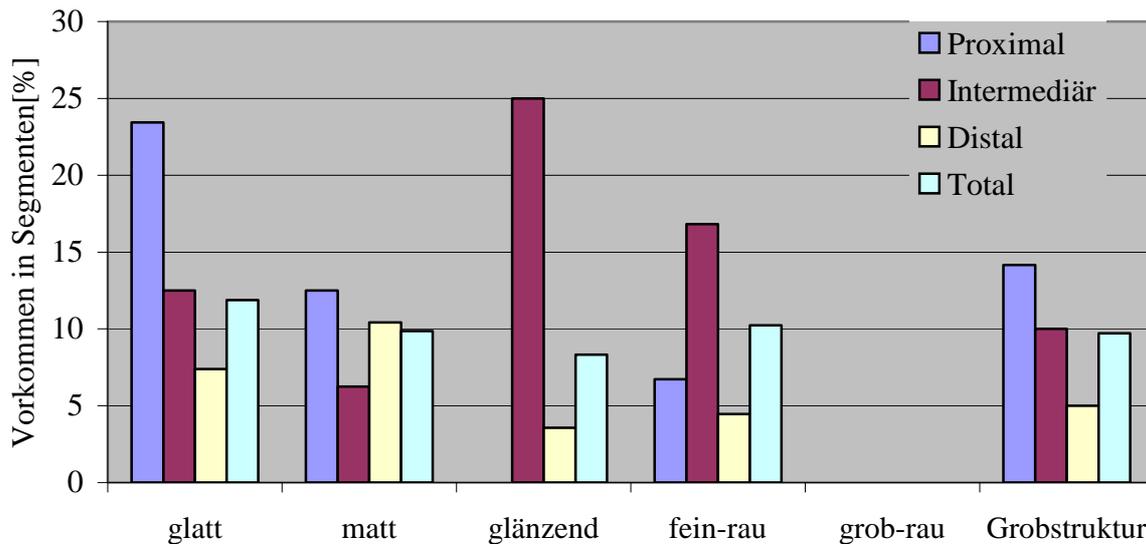


Abb. 50: Vorkommen von Spalten an der Prothesenoberfläche

Bezüglich rau- bzw. grobstrukturierter Implantate liegt mit etwa 40 % ein deutlich höherer bzw. doppelt so hoher Anteil an anwachsender Neokortikalis vor wie an glatten, glänzenden Oberflächen (ca. 20 %). Bei grob-rau beschaffenen Prothesen findet sich sogar ein Neokortikalis-Anteil von ca. 70 % (vgl. Abb. 44). Auch waren rau beschaffene Prothesen in ca. 15 % der Fälle (anteilig auch mehr als 20 %) von Mark umgeben, oberflächlich glatte Prothesen nur in etwa 5 % (vgl. Abb. 46). Hingegen wiesen die glatten Oberflächen in mehr als der Hälfte, rau strukturierte Implantate nur etwa in einem Viertel der Fälle eine bindegewebige Umscheidung – zumeist im Sinne einer Pseudomembran – auf (vgl. Abb. 45).

Übrige dokumentierte Parameter wie Knochenbrücken, Kortikalis, Trabekelwerk oder Hohlräume kamen mehr oder minder gleichmäßig im Interfacebereich der unterschiedlichen Proben vor – jeweils mit einem Anteil von ca. 10 %.

Weitere – hier aufgrund untergeordneter Bedeutung bei allgemeiner Betrachtung nicht beschriebene – Einzelheiten sind den vorliegenden Diagrammen zu entnehmen (vgl. Abb. 44-50).

### 3.6.6 Zusammenhang zwischen Implantatoberflächenstruktur und Implantatfestigkeit

In dieser Auswertung (vgl. Abb. 51) blieben die intermediären Prothesensegmente gänzlich unberücksichtigt, da viele der untersuchten Proben ein von proximal nach

distal verändertes Design aufweisen und im mittleren Implantatabschnitt ggf. die verschiedenen Oberflächenstrukturen nebeneinander vorkommen.

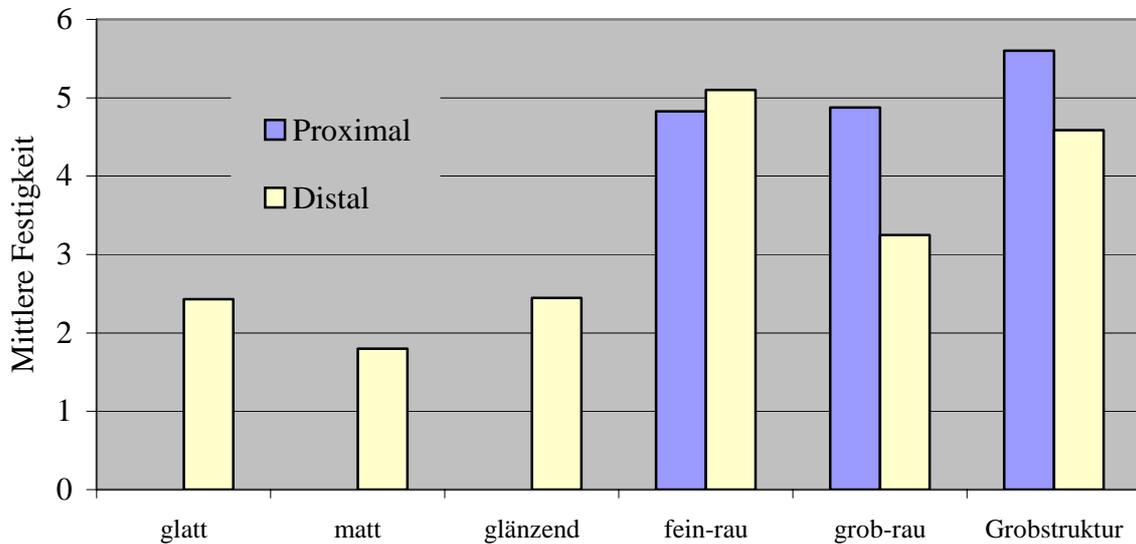


Abb. 51: Oberflächenbezogene Festigkeit

Es soll hier schwerpunktmäßig die differenzierte Darstellung der Einwachsleistung von oberflächlich strukturierten im Vergleich zu oberflächlich strukturlosen Prothesen erfasst werden. In die Gruppe der Prothesen ohne Oberflächenstrukturveränderungen fallen die als glatt, matt und glänzend bezeichneten Implantate. Strukturelemente an der Prothesenoberfläche (unterschiedlicher Art) kommen bei allen rau- oder grobstrukturierten Implantaten vor. Die fallweise auftretenden Prothesen, die zwar eine insgesamt glatte Oberfläche zeigen, aber zudem eine Grobstruktur aufweisen, wie die Calcarbloc und die Madreporique, sind ausschließlich in die Gruppe der oberflächlich strukturierten Prothesen miteinbezogen worden, wodurch eine Doppelbewertung vermieden werden konnte.

Wie die im Rahmen dieser Studie bisher gewonnen Erfahrungen vermuten ließen – und es der gängigen Lehrmeinung entspricht – sind an ihrer Oberfläche aufgeraute bzw. mit Strukturelementen versehene Prothesen – entsprechend obig dargestellten Festigkeitswerten – wesentlich schwieriger, teils mit Implantatbettbeschädigung, aus dem sie umgebenden Gewebe zu lösen. Sie zeigen somit einen festeren Sitz im Implantatbett als Prothesen mit glatter, wenn auch teils zudem glänzender oder aber matter Oberfläche (vgl. Abb. 51).

### 3.6.7 Vergleich von typenbezogener Interfacebeschaffenheit und Implantatfestigkeit

Im Folgenden wird zunächst das mittlere Vorkommen der analysierten Gewebstypen an den jeweiligen Prothesentypen dargestellt (vgl. Abb. 52-58).

Hierbei wurde analysiert, in wie vielen Segmenten (von insgesamt 24 pro Implantat) einer Prothese die zu beurteilende Gewebsformation dokumentiert worden war. Aus den daraus errechneten Prozentwerten wurde für jeden einzelnen Prothesentyp der entsprechende Durchschnitt ermittelt und grafisch erfasst.

Allgemeine Aussagen, die hinsichtlich der Häufigkeit sowie der Lokalisation der einzelnen Gewebstypen an den untersuchten Proben getroffen werden konnten, sind bereits an anderer Stelle (vgl. Kap. 3.5.1) dargestellt. Es soll hier schwerpunktmäßig die Fragestellung überprüft werden, welche Prothesenmodelle den jeweils dokumentierten Gewebstyp am häufigsten bzw. am seltensten aufweisen, um anschließend zu untersuchen, ob diese Implantattypgruppen auch bezüglich ihrer Festigkeitseinschätzung (vgl. Kap. 3.5.2.1) auffällig sind und ein Zusammenhang zwischen der Implantatfestigkeit und der Interfacebeschaffenheit nachweisbar ist.

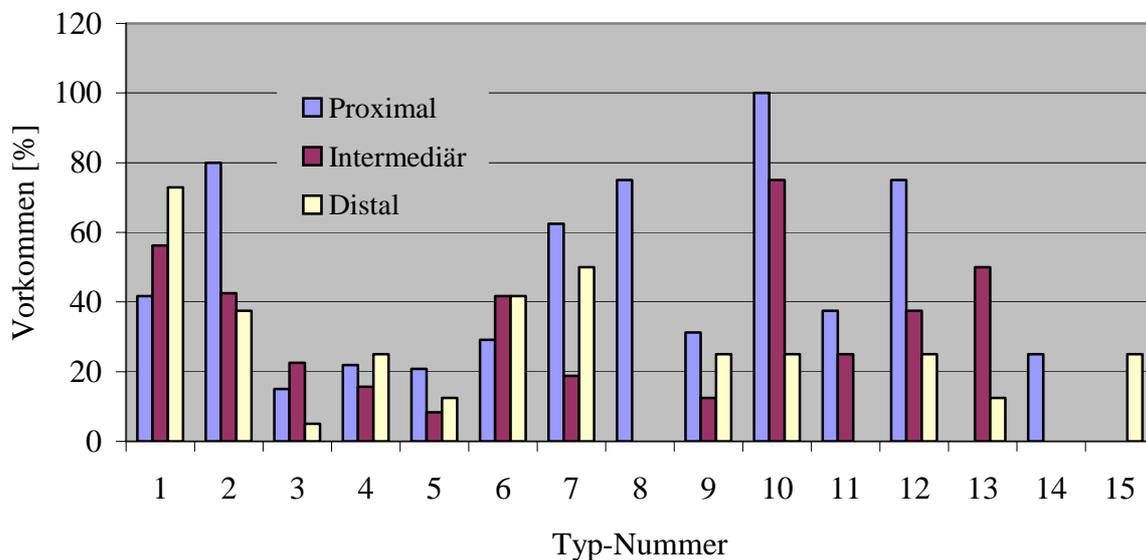


Abb. 52: Vorkommen von Neokortikalis im Interface der einzelnen Prothesentypen

Mehr als die Hälfte (9 von 15) der vorliegenden Prothesenmodelle weisen im proximalen Abschnitt mehr Neokortikalis auf als im intermediären und distalen Bereich (vgl. Abb. 52). Sehr wenig (< 2 %) bzw. keine Neokortikalis lässt sich am Typ 8 und 14 (in-

termediär und distal), 11 (distal), 13 (proximal) und 15 (proximal und intermediär) nachweisen. In mehr als 60 % der Segmente hat sich bei folgenden Modellen Neokortikalis gebildet: Typ 1 (distal), Typ 2, 7, 8 und 12 (proximal) und Typ 10 (proximal = sogar 100%, intermediär).

Auf den ersten Blick scheint hier eine lineare Korrelation zwischen dem Auftreten von Neokortikalis und der Implantatfestigkeit vorzuliegen, denn dort, wo sich ein hohes Vorkommen dieser Gewebsformation findet, besteht ebenso eine hohe Implantatfestigkeit (4 bis 7 Punkte). Jedoch zeigen auch einige andere Prothesenmodelle, die ein z.T. deutlich geringeres Ausmaß neokortikalen Anwuchses aufweisen, wie z.B. Typ 14, eine hohe Implantatfestigkeit (5 Punkte).

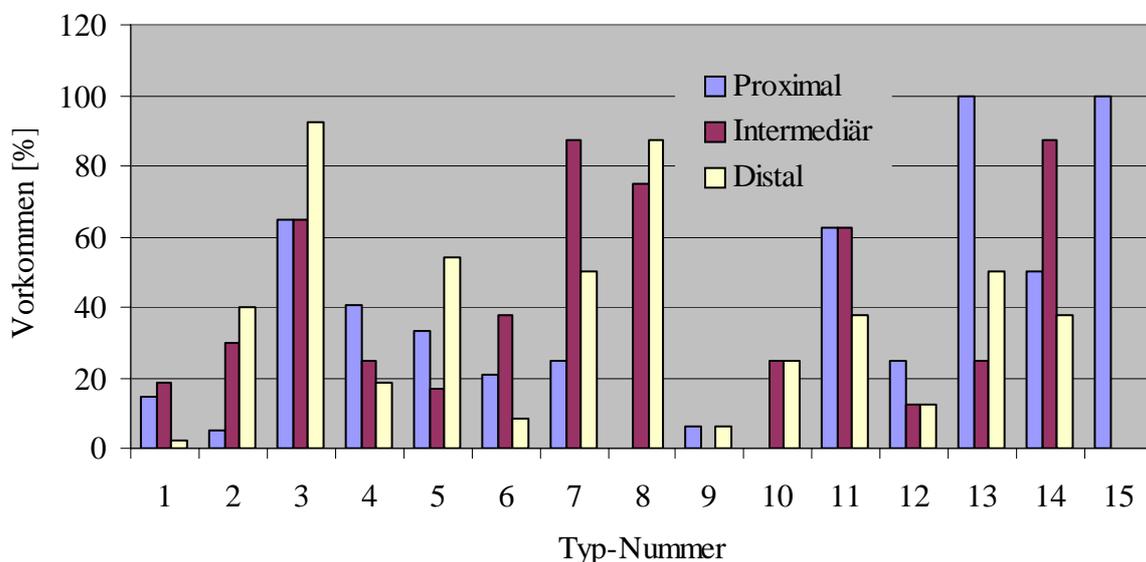


Abb. 53: Vorkommen von lockerem Bindegewebe im Interface der einzelnen Prothesentypen

Abhängig vom jeweiligen Prothesenmodell zeigt sich lockeres Bindegewebe sowohl im proximalen als auch im intermediären und distalen Abschnitt unterschiedlich häufig (vgl. Abb. 53).

Bei Typ 9 (insgesamt), Typ 1 (distal), Typ 2 (proximal) und Typ 15 (intermediär und distal) findet sich im Grenzflächenbereich wenig (< 6 %) bzw. kein lockeres Bindegewebe. In mehr als 80 % der Segmente – bzw. teils sogar überall – weisen die Typen 3 und 8 (distal), 7 und 14 (intermediär) sowie 13 und 15 (proximal) eine bindegewebige Umscheidung auf. Es lässt sich anhand der vorliegenden Proben tendenziell eine negative Korrelation zwischen dem Auftreten von lockerem Bindegewebe im Interface und

der Implantatfestigkeit feststellen. So findet sich bei vollständiger bindegewebiger Umscheidung der Modelle 13 und 15 im proximalen Abschnitt hier auch eine – im Gegensatz zu anderen Implantaten – geringe Festigkeit (2 bzw. 3 Punkte) wie sie sonst eher in distalen Bereichen vorgefunden wurde. Auch die Vertreter der Typen 3 und 8 zeigen eine flächenhafte (ca. 85 %) bindegewebige Umscheidung an den distalen Implantatabschnitten, welche entsprechend auch leicht aus dem umgebenden Gewebe zu entfernen sind. Modelle vom Typ 3 weisen, im Mittel, in den distalen Bereichen den niedrigsten Festigkeitswert (1,8) aller untersuchter Prothesen auf. Einschränkend muss an dieser Stelle angemerkt werden, dass dies mehrheitlich, wie bereits dargestellt, auch bei anderen Modellen der Fall ist, unabhängig vom Anteil an lockerem Bindegewebe im Interface. Auch liegt z.B. in den intermediären Abschnitten der Modelle 7 und 14 makroskopisch ein ähnlich hohes prozentuales Vorkommen (ca. 85 %) von lockerem Bindegewebe vor, die Festigkeit ist hier jedoch mit Punktwerten von 4 bzw. 5 eher hoch eingeschätzt.

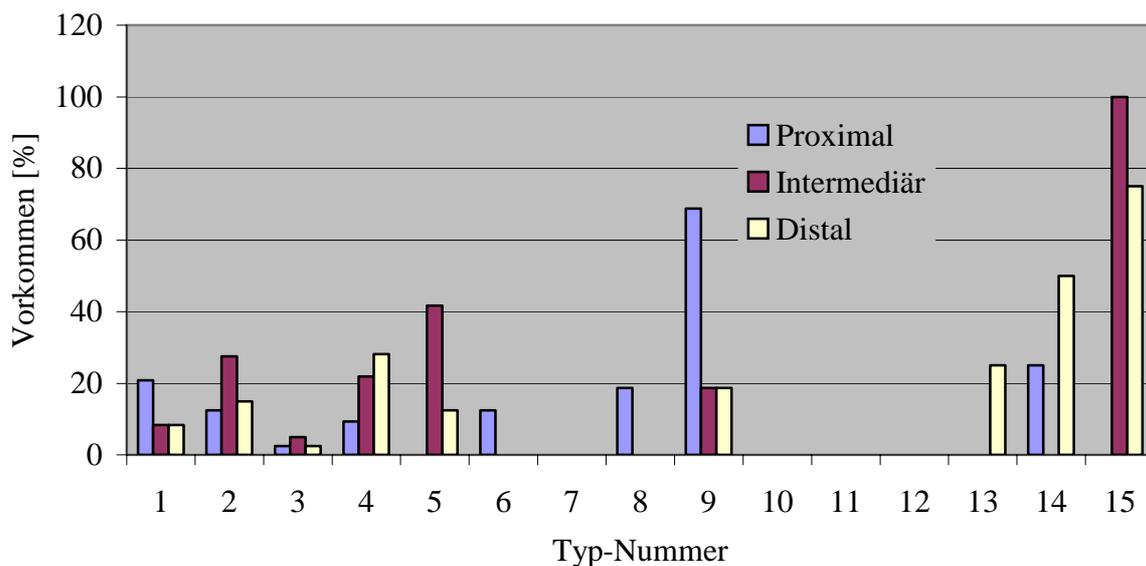


Abb. 54: Vorkommen von Mark im Interface der einzelnen Prothesentypen

Mark tritt im Interface mehrerer Modelle, wie Typ 3, 5, 7, 10 bis 12, kaum (< 5 %) bzw. gar nicht auf (vgl. Abb. 54). Diesbezüglich hohe Werte (> 60 %) kommen nur vereinzelt vor – so bei Typ 9 (proximal) und 15 (intermediär und distal).

Ein linearer Zusammenhang zwischen den beiden hier ausgewerteten Komponenten ist nicht nachweisbar – Prothesenabschnitte der oben genannten Typen, die kaum bzw.

kein Mark im Interface aufweisen, sind teils fest eingewachsen, teils leicht aus dem Implantatbett herauslösbar. Im proximalen Abschnitt der Vertreter des Typ 9 findet sich vermehrt Mark an der Implantatoberfläche – es liegt hier auch ein Festigkeitswert von 4 Punkten vor, der im Mittel höher ist als in übrigen Abschnitten jener Implantate. Im intermediären Bereich des dem Prothesentyp 15 zuzuordnenden Präparates zeigt sich der mittlere Festigkeitswert mit 4 Punkten doppelt so hoch wie im distalen Abschnitt, hingegen werden in beiden genannten Bereichen nahezu gleichermaßen die höchsten prozentualen Anteile von Mark an der Grenzfläche erreicht.

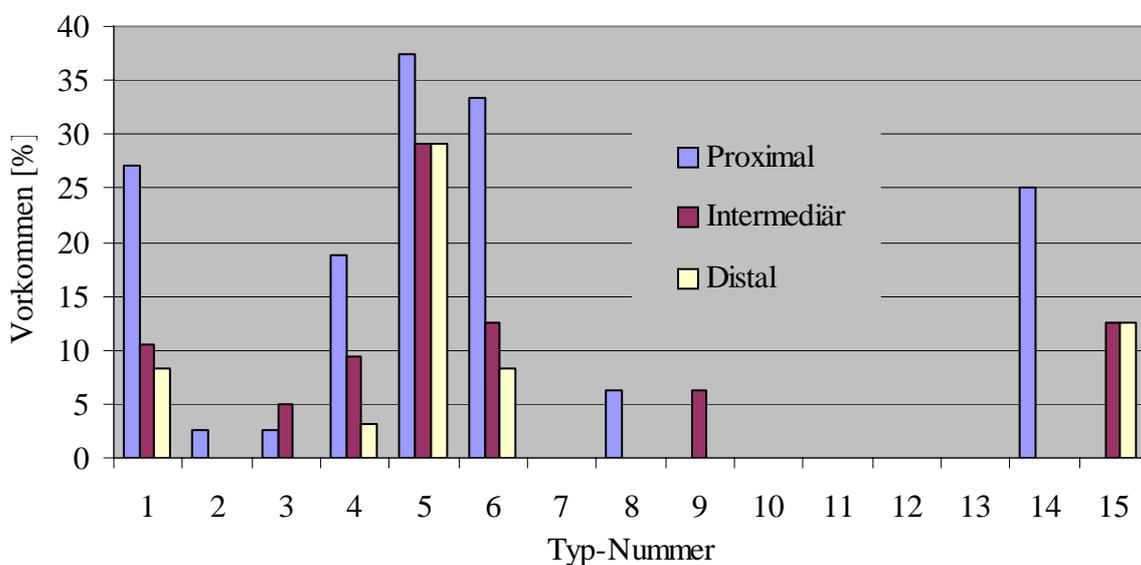


Abb. 55: Vorkommen von Trabekelwerk im Interface der einzelnen Prothesentypen

Bei etwa zwei Dritteln der untersuchten Proben ist wenig (< 6 %) bzw. kein Trabekelwerk an der Prothesenoberfläche nachweisbar (vgl. Abb. 55). Ein trabekulärer Anwuchs von mehr als 15 % findet sich nur vereinzelt: Typ 1, 4, 6, 14 (jeweils proximal). Lediglich bei Vertretern des Typ 5 ist insgesamt ein erhöhtes Vorkommen von Trabekelwerk im Interface zu verzeichnen – 38 % im proximalen Segment und knapp 30 % in übrigen Abschnitten.

Das Ausmaß des Anwuchses von Trabekelwerk beeinflusst die Implantatfestigkeit nicht erkennbar. So ist z.B. bei den Implantaten der Typen 6 und 14 zwar jeweils das proximale Segment gegenüber den übrigen Prothesenabschnitten deutlich vermehrt von Trabekelwerk umgeben, jedoch in beiden Fällen nicht als fester sitzend eingestuft. Modelle der Typen 1 und 4 weisen im proximalen Bereich einen nur unwesentlich höheren

Festigkeitswert auf (mit einem Unterschied von weniger als 0,2 Punkten) als in übrigen Abschnitten – dies entspricht jedoch auch dem allgemeinen Prinzip der von proximal nach distal abnehmenden Festigkeit und kommt gehäuft ebenso bei anderen Prothesentypen vor. Proben des Typ 5 erreichen proximal eine hohe Implantatfestigkeitsbewertung (5,8 Punkte) bei einem – im Gegensatz zu anderen Prothesen – ebenso erhöhten Vorkommen von trabekulärem Anwuchs. Das intermediäre Segment zeigt sich mit 3,3 Punkten deutlich weniger fest und das distale Segment wiederum mit 2 Punkten im Mittel – wie mehrheitlich auch andere Prothesen – eher schwach im Implantatbett fixiert.

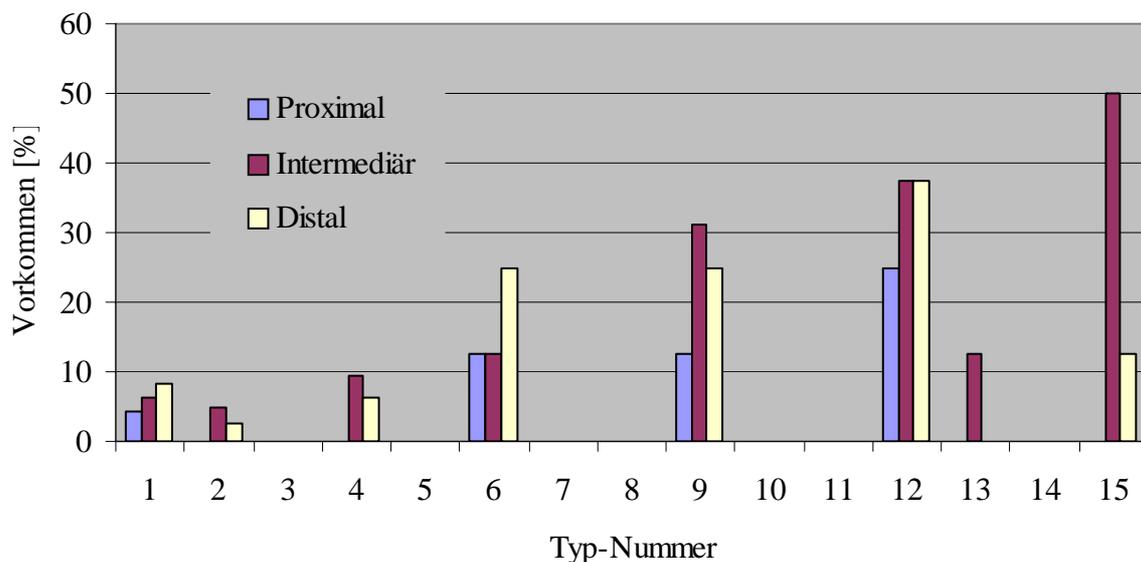


Abb. 56: Vorkommen von Knochenbrücken im Interface der einzelnen Prothesentypen

Die Ausbildung von Knochenbrücken ist – zumeist in geringem Ausmaß – bei etwa der Hälfte der analysierten Proben beobachtet worden (vgl. Abb. 56). Bei Typ 6 (distal), 9 (intermediär und distal), 12 (insgesamt) und Typ 15 (intermediär) wies mehr als ein Viertel der Segmente diese Gewebsformation auf.

Eine entsprechende Korrelation findet sich lediglich im Fall des Implantattyps 15 – der intermediäre Prothesenabschnitt, in dem auch bei der Hälfte der Segmente das Phänomen des „bridgings“ zu beobachten ist, weist hier gegenüber übrigen Bereichen eine doppelt so hohe Festigkeit (4 Punkte) auf.

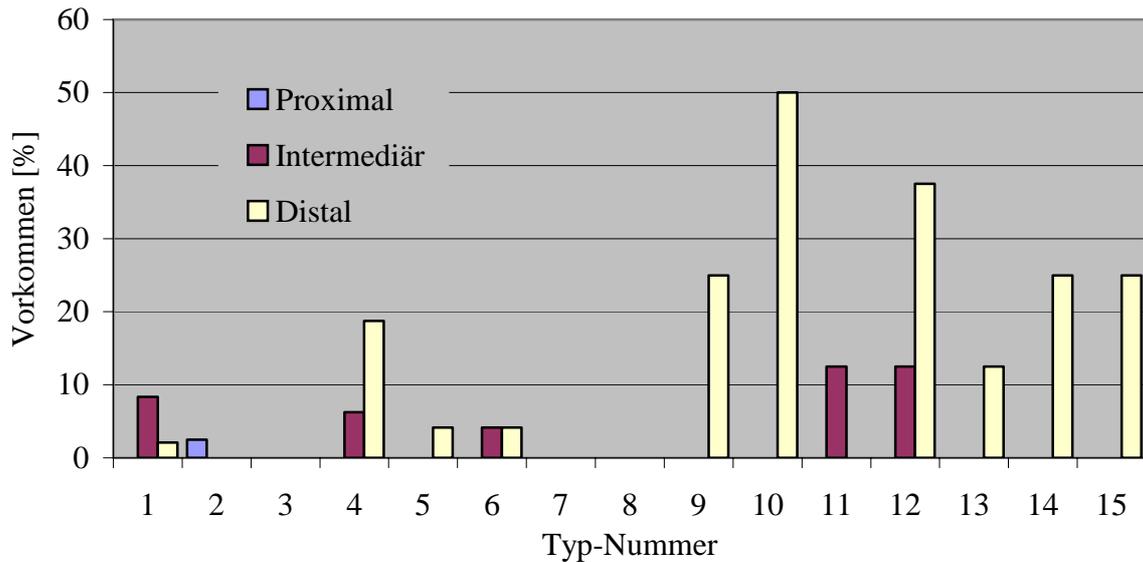


Abb. 57: Vorkommen von Knochenkontakt im Interface der einzelnen Prothesentypen

Ein Kontakt zwischen dem Implantat und der Kortikalis (vgl. Abb. 57) bei mehr als 20 % der Segmente besteht nur bei Typ 9, 10, 12, 14 und 15 (jeweils distal). Eine maximale Häufigkeit wird mit 50 % bei Typ 10 erreicht. Eine lineare Korrelation zwischen dem Nachweis von Knochenkontakt des Implantates und dessen Festigkeit ist nicht feststellbar. Dort, wo sich ein flächenhafter Kontakt von Implantat und Kortikalis findet, ist die Festigkeitseinschätzung (2 Punkte) – wie bei den meisten anderen, knochenkontakt-freien Prothesen in diesem Abschnitt – gering.

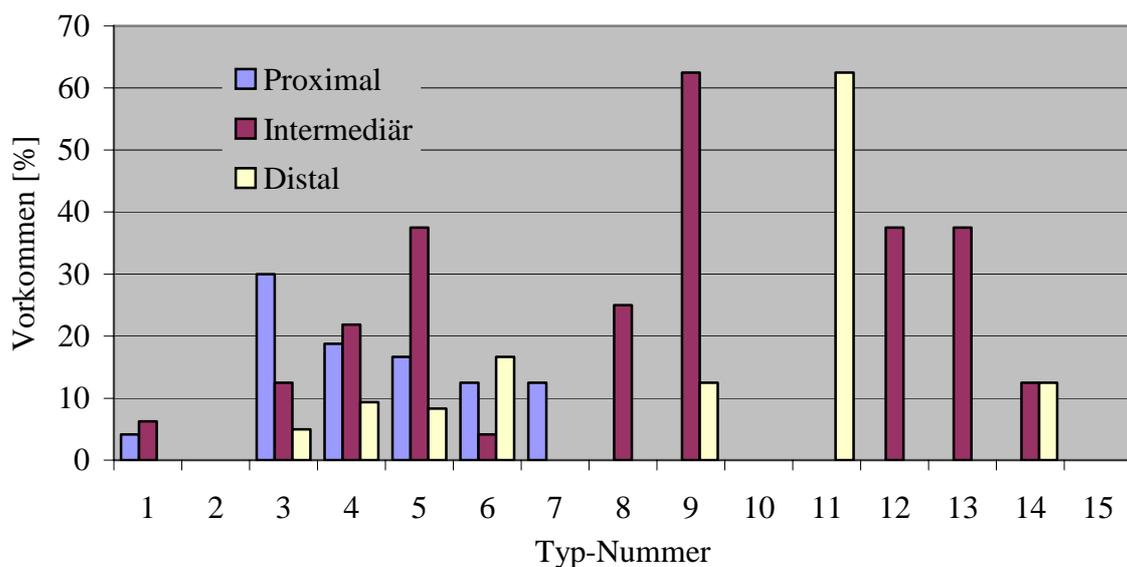


Abb. 58: Vorkommen von Spalten im Interface der einzelnen Prothesentypen

Abgesehen von den Vertretern der Typen 2, 10 und 15 zeigen übrige Prothesenmodelle an ihrer Oberfläche – wenn auch nur wenige und abschnittsanteilig vorkommende – Hohlraumbildungen (vgl. Abb. 58). In mehr als 60 % der Segmente liegen derartige Spalträume bei Typ 9 (intermediär) und 11 (distal) vor. Dort, wo Spalten im Grenzflächenbereich vorkommen, wäre dementsprechend eine sehr geringe Festigkeit der jeweils genannten Prothesentypen zu erwarten gewesen – diese ist im Vergleich zu übrigen Prothesenmodellen jedoch nicht auffällig beeinflusst.

## 4 Diskussion

### 4.1 Überblick

Das Krematorium Hamburg-Öjendorf kann für den Zeitraum vom 01.04.2003 bis zum 31.03.2004 auf eine Zahl von 15.287 Einäscherungen zurückblicken. Während dieses Jahres wurden dort insgesamt 1151 künstliche Hüftgelenke registriert – 871 jener Prothesen fielen nach durchgeführter Feuerbestattung an (vgl. Abb. 59), 280 Implantate standen als Präparate den Untersuchungen im Rahmen der TEP-Studie zur Verfügung. Für das Einzugsgebiet des Krematoriums, d.h. den Raum Hamburg, kann also festgestellt werden, dass etwa 8 % der Verstorbenen dieses Zeitraumes mit künstlichen Hüftgelenken versorgt gewesen sind. Eine tendenzielle Zunahme der Zahl an Hüftendoprothesenträgern ist jedoch – unter Zugrundelegung der steigenden Implantationszahlen (vgl. Kap. 1) – abseh- bzw. erkennbar.



Abb. 59: Häufigste ausgeglühte Prothesen (von links nach rechts):  
St. Georg Mark II und III (jeweils zementierte Modelle),  
Calcarbloc und Madreporique (jeweils unzementierte Modelle)

Wir denken, dass die Daten aus der hier vorgelegten Untersuchung zur Darstellung des aktuellen Implantationsstatus im Großraum Hamburg helfen werden, den Mechanismus der Prothesenlockerung besser zu verstehen und direkt in aktuelle Entwicklungsmodelle dieses Arbeitsbereiches einfließen können, welche Implantatstabilität und Knochenwuchs simulieren.

#### 4.2 Offizielle Prothesenregistrierung

Die Zahl von nahezu 300 verschiedenen Prothesensystemen, wie sie heute auf dem europäischen Markt angeboten werden, rechtfertigt unseres Erachtens die Anfertigung und ubiquitäre Einführung eines sog. Prothesenpasses. Auf diesem Wege würde dem Operateur bzw. Planer einer Operation ein schneller Zugriff auf Daten des Primärimplantates ermöglicht. Nicht nur die individuelle, sondern v.a. eine generelle Dokumentation bzw. Registrierung der implantierten Prothesen trägt direkt und nachhaltig zur Qualitätssicherung bei.

In den skandinavischen Ländern (Schweden, Finnland, Norwegen) gehören die dortigen nationalen Prothesenregister zum Basisinstrument der Qualitätssicherung, da mit Hilfe der gesamtstaatlich erfassten Implantationen Prothesen, die frühzeitig zu Problemen führen, erkannt und eliminiert werden können. (Die Allgemeingültigkeit der Aussagen dieser Register über zahlreiche Aspekte der Endoprothetik ist jedoch infolge der Verwendung überwiegend zementierter Implantate eingeschränkt.) Ein Eindruck über die Ergebnisse mit zementfreien Implantaten könnte durch ein – derzeit bereits existierendes, jedoch noch nicht verpflichtend geführtes – „Deutsches Endoprothesenregister“ erlangt werden.

#### 4.3 Diskussion der überprüften Hypothesen

##### 4.3.1 *Untersuchte Parameter*

Wie fotografisch dokumentierte, sichtbare schwärzliche Gewebsverfärbungen (insbesondere von Kapselanteilen) belegen (vgl. Abb. 60, 61), konnte auch die „Low-friction-Gleitpaarung“ von Keramik und Polyethylen des Sir John Charnley das Problem der „Abriebkrankheit“ keiner ausreichenden Lösung zuführen. Teilweise ist es jedoch schwierig, auf Abrieb zurückzuführende Verfärbungen von Veränderungen infolge von Metallose zu differenzieren.



Abb. 60: Kapselverfärbung



Abb. 61: Kapselverfärbung

Nicht selten findet sich diesbezüglich ein bemerkenswerter Partikelshift bis zur distalen Implantat-Knochen-Grenze des Prothesenschaftes, also in weiter Entfernung vom Entstehungsort – dies ließ sich (entsprechend des Studienkonzeptes) bei makroskopischer Grenzflächenbetrachtung der Proben nur sehr vereinzelt nachvollziehen bzw. nicht sicher von eventuellen Sägeartefakten abgrenzen. Infolge des Überschreitens der phagozytotischen Kapazität kommt es hier durch Abriebpartikel zu einem chronischen Entzündungsgeschehen mit Bildung von granulomatösem Gewebe. Die somit gestörte bzw. verminderte Nutrition des Implantatlagere begünstigt eine frühe Prothesenlockerung. In verschiedenen Studien wird diesbezüglich bei histologischer Betrachtung eine makrophagenreiche Fremdkörperreaktion beschrieben mit geringer lymphozytärer Infiltration (T-Lymphozyten), vermehrter villöser Umformung (durch Hyperplasie der synovialen Zellschicht und Neovaskularisierungen) bis hin zur narbigen Fibrose der

Neosynovialis und Nekrosenbildung [47]. Insbesondere an der Knochen-Prothesen-Grenzfläche kommt es infolge der abriebinduzierten chronisch entzündlichen Reaktion zur Bildung einer solchen synoviaartigen Pseudomembran [47] – dies wiederum zeigte sich bei mehr als der Hälfte der analysierten Prothesenmodelle (teils nur anteilig), wie exemplarisch in den Abbildungen 62 und 63 dargestellt.

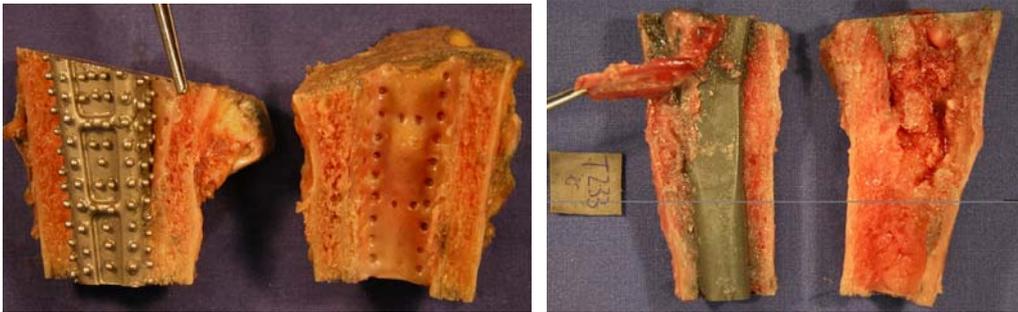


Abb. 62: Pseudomembran

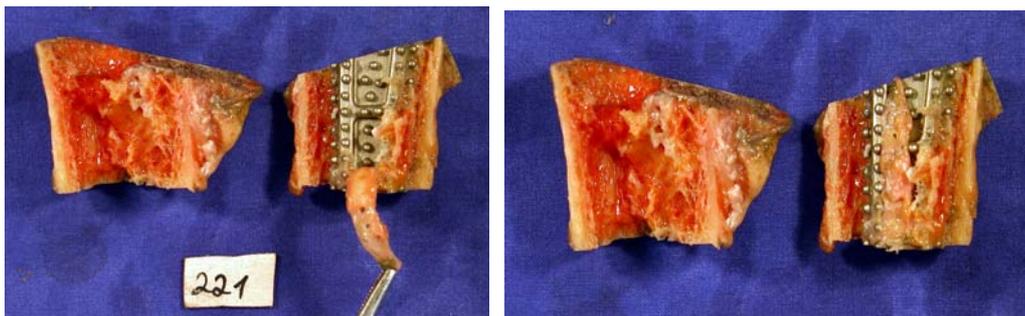


Abb. 63: Pseudomembran

Die Art und Menge im Gewebe nachgewiesener Abriebpartikel können in der Praxis Hinweise auf die Biokompatibilität der Implantationsmaterialien geben und somit die Entscheidung für oder gegen ein Prothesenmodell beeinflussen.

Ein weiterer Erklärungsansatz hinsichtlich der Pseudomembran als Grenzflächencharakteristikum ist, Angaben der Literatur zufolge, eine Abhängigkeit des Einwachsens der Implantate – sprich eine Ausdifferenzierung mesenchymaler Zellen zu Bindegewebe oder Knochen – von lokal vorliegender Scheerspannung, Materialabrieb und Oberflächenenergie. Nur im Falle eines mechanisch belasteten Gelenkes, in welchem keinerlei Scheerspannungen auftreten, erfolgt ein knöcherner Implantateinbau [28]. Beim Vorliegen hoher Scheerspannungen bilden sich vornehmlich Fibrozyten und somit eine bindegewebige Umscheidung, wie sie sich unter den untersuchten Proben häufig zeigte.

Mit zunehmender Implantationsdauer fand sich in einigen bislang durchgeführten Projekten auch ein statistisch signifikant erhöhtes Ausmaß der beschriebenen Gewebsveränderungen. Im Rahmen unserer TEP-Studie liegt kein offensichtlicher Zusammenhang zwischen der Verweildauer und der Ausbildung einer bindegewebigen Prothesenum-scheidung vor. Auch die Festigkeit der Implantate stellte sich als unabhängig von der Implantationsdauer dar. So fanden sich z.B. nicht herauslösbare Implantate, die sowohl eine Verweildauer von mehr als zwanzig Jahren aber auch weniger als zwölf Monaten aufwiesen. Ein Zeichen von Osteointegration stellen nach Angaben in der Literatur von der Schaftspitze nach medial und lateral gerichtete Knochenstrukturen dar [12]. Derartige Veränderungen kamen z.B. bei Modellen vom Typ Zweymüller oder dem Fläche-nadaptions-HPS-Suprakonitan vor.

Sich unmittelbar unterhalb der Schaftspitze ausbildende Sklerosezonen hingegen sind erfahrungsgemäß Ausdruck der axialen Belastung und des hieraus resultierenden Nach- bzw. Absinkens des Implantates [12] – was im Rahmen der vorliegenden Arbeit jedoch nicht thematisiert wurde.

Spongiosierungs-zonen im Schaftbereich bzw. insbesondere in der Trochanterregion werden unter dem Begriff „stress shielding“ beschrieben – oft im Zusammenhang mit einer distalen, reaktiven Sklerosierung – und als Atrophiereaktion des proximalen Femurknochens aufgrund fehlender funktioneller Beanspruchung interpretiert [12, 28, 38]. Als klassischer Vertreter dieser distalen Kraftübertragung ist die Zweymüller-Prothese zu nennen (z.B. TEP 138 und 201). Aber auch andere Faktoren wie frühe postoperative Überlastung oder große Prothesenschaftgrößen können nach neueren klinischen Erkenntnissen als ursächlich für jene Gewebsveränderungen des Implantat-lagers angesehen werden.

Bobyn [3] ermittelte im Tierversuch als optimale Porengröße der Oberfläche 45 bis 400 µm und forderte in diesem Zusammenhang bezogen auf die Prothesenoberfläche eine Mindestporosität von 20 bis 40 %. Die Geschwindigkeit der knöchernen Erschließung von Oberflächen findet bei größeren Öffnungen schneller statt. Offenbar verhindern Bewegungen an der Prothesenoberfläche ein Einwachsen von Knochenstrukturen in kleinere Öffnungen der Oberfläche. Da sich die gegenständlichen Untersuchungen auf die makroskopische Analyse konzentrieren, kann zu dieser Hypothese nicht Stellung genommen werden.

In den hier beurteilbaren Dimensionen fiel jedoch auf, dass hinsichtlich der Oberflächenbeschaffenheit der Implantate eine Grobstrukturierung nicht nur die Größe, sondern

insbesondere auch die Dichte der einzelnen Elemente bzw. Designergänzungen Einfluss auf das Anwachsen von Knochen nehmen – dies zeigt sich konkret bei Betrachtung des Einwachsverhaltens der Madreporique-Prothese im Vergleich mit der Calcarbloc: Eine höhere, der Trabekelstruktur des Knochens ähnlich dichte Anordnung von Strukturelementen wie auf Madreporique-Modellen begünstigt bzw. ermöglicht einen knöchernen Anwuchs; hingegen erzielt eine wesentlich weniger dichte Grobstrukturierung wie die der Calcarbloc lediglich eine bindegewebige Umscheidung mit auf dem Prinzip des „form fit“ beruhender Implantatfestigkeit.

#### 4.3.2 *Patientendaten*

Die Geschlechterverteilung von 11 männlichen und 27 weiblichen Patienten ist nicht repräsentativ, die reale Verteilung liegt bei 1 : 1,5 (Männer : Frauen) [11]. Dass hier zu 71 % Proben von weiblichen Patienten untersucht wurden, sollte bei der Auswertung der Ergebnisse beachtet werden.

Die Seitenverteilung ist annähernd gleich und stellt damit die Hypothese in Frage, die besagt, dass die Händigkeit eines Patienten Einfluss auf die Seite des Hüftgelenkverschleißes hat [29]. Laut dieser Hypothese ist das Sprungbein eines Menschen entgegengesetzt zu dessen Händigkeit.

Dies würde bedeuten, dass ein Rechtshänder sein Sprungbein links hat. Das Sprungbein eines Menschen ist besser bemuskelt als das andere. Aufgrund fehlender Muskulatur nutzt sich das Gelenk – gemäß der Hypothese das rechtsseitige Hüftgelenk – schneller ab, so dass hier früher eine endoprothetische Versorgung nötig sein wird als auf der besser bemuskelten Seite. Der Rechtshänder wird also früher auf der rechten Seite Verschleißerscheinungen aufweisen als auf der linken Seite. Da es in Deutschland etwa 5 bis 10 % Linkshänder gibt [41], müsste auch die Anzahl der linksseitig eingesetzten Implantate diese Zahl widerspiegeln. Dies ist hier nicht der Fall.

#### 4.4 Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Patientendaten

Es konnten bei dieser makromorphologischen und semiquantitativen Auswertung – auch im Rahmen einer eigens hierfür angedachten medizinischen Dissertation sowie einer Diplomarbeit im Studiengang Medizintechnik [33] – keine signifikanten Auffälligkeiten erfasst werden (vgl. Kap. 3.6.2).

Gemäß Abbildung 34 lässt sich keine Korrelation zwischen der Implantatfestigkeit und dem Alter der Patienten erkennen. Da mit zunehmendem Patientenalter bei den vorlie-

genden Proben die Knochenqualität abnimmt, müsste man erwarten, dass sich gleichermaßen auch die Festigkeit verhält, was nicht zu belegen ist. Andererseits könnte man unterstellen, dass ältere Menschen eine geringere Mobilität aufwiesen und das Implantat demzufolge einer geringeren Belastung ausgesetzt sei – was bedeuten würde, dass sich die Implantate mit zunehmendem Alter weniger mechanisch bzw. belastungsbedingt lockerten. Dies ist möglicherweise ab einem Patientenalter von 80 Jahren im Diagramm (vgl. Abb. 34) verdeutlicht.

Die Abbildung 35a zeigt, dass zwischen der eingeschätzten Implantatfestigkeit und dem TBPF der Patienten keine Korrelation besteht. Da ein niedriger TBPF für ein gut verknüpftes Knochenmuster steht, sollte der Kraftaufwand beim Herauslösen einer Prothese aus dem knöchernen Implantatbett mit zunehmendem TBPF sinken. Stattdessen ist kein Trend zu erkennen. Eventuell ist die Ursache hierfür in der Tatsache zu sehen, dass die Knochenprobe aus dem Beckenkamm entnommen wurde. Der Knochen im Bereich des Acetabulums könnte sich durch Adaption an die spezielle Kräfteverteilung im Gelenk verändert haben. Andererseits stellt sich die Frage, ob ein höherer Verknüpfungsgrad auch tatsächlich eine höhere Stabilität gewährleistet. Nimmt man ein gleich bleibendes Knochenvolumen an, so könnte ein höherer Verknüpfungsgrad eventuell durchaus schwächer sein als ein geringerer Verknüpfungsgrad, da ggf. die einzelnen Verbindungen schwächer sind.

Wie der Abbildung 35b zu entnehmen ist, besteht zwischen der eingeschätzten Implantatfestigkeit und dem BV/TV-Wert der Patienten ebenfalls keine Korrelation. Nimmt man an, dass bei größerem BV/TV-Wert mehr Knochenanwuchs an das Implantat vorhanden ist, sollte dieser mit zunehmender Lockerung bzw. geringerer Festigkeit der Prothese im Knochenbett sinken. Stattdessen ist kein Trend erkennbar. Auch hier könnte der Grund für die fehlende Charakteristik darin liegen, dass die Knochenprobe aus dem Beckenkamm entnommen wurde und nicht aus dem Interface bzw. dem umgebenden Schaftknochen.

Wie aus der Abbildung 36 ersichtlich ist, gibt es keine Korrelation zwischen dem BMI der Patienten und der Implantatfestigkeit. Es wird vermutet, dass Übergewicht die Lockerung eines Implantates begünstigt, da das Implantat einer größeren Belastung ausgesetzt sei. Dies konnte hier nicht belegt werden. Vielmehr ist zu erkennen, dass es sowohl im Bereich von Untergewicht als auch im Bereich von Übergewicht Prothesenschäfte bzw. -segmente gibt, die eine gute Stabilität aufweisen.

Auch zwischen der Verweildauer des Implantates im Körper des Patienten und der eingeschätzten Implantatfestigkeit im Knochenbett ist gemäß Abbildung 40 keine Korrelation erkennbar. Eigentlich sollte man erwarten, dass die Festigkeit aufgrund von Knochenanwuchs an das Implantat mit zunehmender Verweildauer steige bzw. sich zumindest bis zu einem von altersentsprechenden Knochenstrukturveränderungen (z.B. Osteoporose) beeinflussten Ausmaß erhöhe. Zwar erreicht die mit einer Verweildauer von 28 Jahren „älteste“ Prothese auch den Maximalwert des Festigkeitsbewertungssystems, jedoch findet sich dieser ebenso bei Implantaten mit einer Verweildauer von neun Jahren. Zudem gibt es Implantate, die ebenfalls einen relativ hohen Festigkeitswert (zwischen 4 und 5 Punkten) aufweisen, obwohl sie weniger als ein Jahr implantiert waren.

#### 4.5 Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Prothesendesign

Im Rahmen der Festigkeitsüberprüfung der Prothesen (vgl. Kap. 3.6.6) fiel auf, dass sich Modelle von glatter, glänzender Schaftbeschaffenheit eher leicht explantieren ließen bzw. insbesondere in distalen Abschnitten nach der vollständigen Schnittlegung sogar ohne weitere äußere Krafteinwirkung herausfielen. Hingegen konnten Prothesentypen mit rauer und/oder strukturierter Oberfläche mehrheitlich nur unter Kraftaufwand bzw. teils gar nicht aus dem Implantatbett gelöst werden. Es lässt sich daher schlussfolgern, dass Prothesen mit glattem und konischem, geraden Schaft im Falle einer Lockerung einen leichteren Wechsel erlauben – im Gegensatz zu zementlosen Prothesen mit porösen Oberflächen oder Durchbrechungen. Nach klinischem Aspekt (persönliche Mitteilung M. Hahn, Osteopathologe, UKE) werden auch Grobstrukturierungen, die in Längsrichtung des Schaftes ausgerichtet sind, bezüglich eines unproblematischeren Prothesenwechsels als sinnvoller angesehen. Zweifellos ist der Erfolg einer zementfreien Prothesenverankerung abhängig von der erzielten Primärstabilität und der sekundären, dauerstabilen Integration im Knochenlager. Erheblichen Einfluss auf die Fixation haben daher Materialeigenschaften, Form (Design) und Oberflächengestaltung des Implantates. Besonders hervorzuheben sind diesbezüglich Modelle wie die ESKA und die Madreporique von Howmedica – bereits während der Verarbeitung zeigte sich in diesen Fällen eine herausragende, meist ganzheitliche Prothesenfestigkeit. Auch andere Vertreter ließen sich nur sehr schwer oder gar nicht aus dem Implantatbett herauslösen, wobei das Punktum maximum hier stets im proximalen Prothesenteil lag (z.B. Bi-kontakt, ABG-HS).

Welche Auswirkungen selbst gering voneinander abweichende Bearbeitungsformen der Prothesenoberfläche von Modellen sonst gleichen Designs nach sich ziehen, konnte exemplarisch im Rahmen dieser Studie nachvollzogen werden: Zwei vorliegende Prothesen vom Typ HP PM (TEP 157 und 204) unterscheiden sich bei Betrachtung von Design und Struktur der Implantate lediglich darin, dass die TEP 157 im proximalen und intermediären Anteil eine Oberflächenveränderung mittels Plasmaspray aufweist, die TEP 204 jedoch nicht. Letztere ist bei glatter Oberfläche aufgrund einer zudem vorliegenden zapfenartigen Musterung den als grob-rau bezeichneten Prothesen zuzuordnen – gleiche Einstufung findet sich auch hinsichtlich des distalen (bzw. anteilig des intermediären) Segmentes des Präparates Nr. 157.

Die jeweils zugehörigen Prothesenträgerdaten – abgesehen von Alter und BMI – sind identisch (Geschlecht, Klinik der Implantation) bzw. weichen kaum voneinander ab (Knochenstrukturwerte, Mobilität): Eine Patientin (im Fall der TEP 157) ist 70 Jahre alt geworden und übergewichtig, die andere hingegen (im Fall der TEP 204) 24 Jahre älter und normgewichtig. Beide – als erfolgreich zu bezeichnende – Implantate standen, mit 13 bzw. 15 Jahren, lange im Körper der Patientinnen.

Hinsichtlich der Festigkeitsbewertung zeigen sich jedoch signifikante Unterschiede. So war das mit Plasmaspray behandelte Implantat nicht (proximales Segment) bzw. nur unter größtem Kraftaufwand (6 Punkte, intermediäres Segment) aus dem Implantatbett zu lösen. Hingegen war die Prothese mit der glatten Oberfläche in allen Abschnitten sehr leicht (2 Punkte) herauslösbar.

#### 4.6 Zusammenhang zwischen Implantatfestigkeit und Interfacebeschaffenheit

Bei Analyse der Ergebnisse des Vergleiches von typenbezogener Implantatfestigkeit und Interfacebeschaffenheit (vgl. Kap. 3.6.7) zeigte sich hinsichtlich der beiden Gewebsformationen Neokortikalis und lockeres Bindegewebe ein die Stabilität des Implantates beeinflussender Trend.

Führt man sich die Morphologie dieser Gewebsformationen vor Augen, ist bei einem vermehrt knöchern bzw. neokortikal eingewachsenen Implantat eine höhere Festigkeit desselben zu erwarten. Ein diesbezüglicher Trend ist unter den analysierten Proben erkennbar. Gleichermäßen ist anzunehmen, dass Implantate, die zunehmend bindegewebig bzw. pseudomembranös umscheidet sind, eine sich verringernde Festigkeit aufweisen. Auch diese Annahme konnte tendenziell so belegt werden.

Hinsichtlich der – angestrebten – Kraftübertragung zwischen Implantat und Schaft ist daher der Rückschluss zu ziehen, dass diese vorrangig über die Ausbildung von Neokortikalis, weniger mittels des Anwuchses von Trabekelwerk, Knochenbrücken oder Knochenkontakt, stattfindet.

Eine positive (wie bzgl. des Vorkommens von Trabekelwerk, Knochenbrücken oder Knochenkontakt) oder aber eine negative (wie bzgl. des Vorkommens von Mark oder Spalten) Korrelation der Festigkeit mit der Grenzflächenbeschaffenheit der Implantate war bei der Analyse der übrigen makroskopisch abzugrenzenden Parameter nicht nachweisbar. Die fehlende Bestätigung der – erwarteten – jeweiligen Abhängigkeiten voneinander ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass diese Gewebsformationen im Durchschnitt nicht das notwendige, flächenhafte Ausmaß an der Implantatoberfläche aufwiesen, um die Festigkeit sichtlich beeinflussen zu können.

So findet sich Trabekelwerk bei etwa zwei Dritteln der Prothesentypen in weniger als 6 % aller Segmente bzw. an vielen Prothesen überhaupt nicht im Interface – hingegen häufiger im zur Peripherie hin gelegenen Schaftbereich (vgl. Anhang).

Auch Knochenbrücken konnten nur an einzelnen Prothesen dokumentiert werden bzw. dort im Mittel nur in etwa jedem dritten Segment. Allein am Vertreter des Typ 15 konnte im intermediären Bereich ein den Erwartungen entsprechender Zusammenhang – wenn man dies so nennen möchte – belegt werden, da hier die Hälfte aller Segmente gemäß Dokumentation Knochenbrücken enthalten und sich die Festigkeit, wie angenommen, in jenem Bereich verdoppelt gegenüber den übrigen Prothesenabschnitten.

Dass sich einerseits eine – erwartete – steigende Festigkeit bei zunehmendem Kontakt des Implantates mit der Kortikalis bzw. andererseits eine – erwartete – sinkende Festigkeit bei zunehmendem Auftreten von Hohlrumbildungen an den untersuchten Proben nicht nachweisen lässt, mag ebenfalls darauf zurückzuführen sein, dass diese Parameter nur bei wenigen Prothesen und dies oft auch nur in zu geringem Ausmaß zu verzeichnen waren. Es konnte somit kein signifikanter Zusammenhang reflektiert werden.

Berücksichtigt werden muss aber auch, dass die an den drei Schnittflächen (proximal, intermediär und distal) dargestellte Interfacebeschaffenheit nur jeweils einen kleinen Ausschnitt der gesamten Grenzfläche abbildet – somit sind die hieraus gezogenen Rückschlüsse auf die Zusammensetzung des Implantatbettes insgesamt nur eingeschränkt gültig. Ein kleiner, im Schnittflächenbereich vorkommender Hohlraum wird sich beispielsweise anders auf die Festigkeit auswirken als ein das gesamte betrachtete Segment durchziehender, bis fast an die angrenzende Schnittfläche heranreichender Spalt. – Die

in der vorliegenden Arbeit verwendeten Daten bezüglich der Interfacebeschaffenheit beruhen ausschließlich auf einer makroskopischen Querschnittflächenanalyse – die Längsschnittflächen sind deskriptiv dargelegt, jedoch nicht in die weitere Auswertung mit eingeflossen.

Die Ergebnisse einer mikroskopischen bzw. histologischen Analyse des Interface könnten möglicherweise in einem – mangels entsprechender Erfahrungen – nicht abschätzbarem Ausmaß variieren. Bereits bei orientierender Betrachtung der Längsschnittflächen waren in einigen Fällen geringe Abweichungen festzustellen. So war z.B. aufgrund eines im Längsschnitt glatt und glänzend erscheinenden Implantatbettes eine feine pseudomembranöse Umscheidung anzunehmen, die infolge ihrer Dünnschichtigkeit auf der Querschnittfläche jedoch nicht differenziert wurde bzw. werden konnte. Die obigen Diagramme (vgl. Kap. 3.6.5, 3.6.7) spiegeln die mit dem bloßen Auge erkennbare Zusammensetzung des Interface aus den untersuchten Gewebstypen wider, was eventuell in wenigen Fällen von der feingeweblich nachweisbaren – realen – Grenzflächenbeschaffenheit abweichen mag.

Des Weiteren setzt sich das Interface stets aus mehreren Gewebstypen zusammen – abgesehen von sehr vereinzelt Fällen bzw. Querschnittflächen, wo ein 100 %iges Vorkommen eines einzigen Parameters dokumentiert ist. Da unterschiedliche Arten von Gewebe an der Prothesenoberfläche nebeneinander vorliegen, ist die Stabilität eines Implantates letztlich Ergebnis eines komplexen An- und Einwachsverhaltens. Gewebsformationen, aus denen ein festes Implantatbett resultiert, wie z.B. Neokortikalis und parallel vorkommende Strukturen, die die Kontinuität von Prothese und umgebendem Schaft unterbrechen, wie z.B. Spalten oder von weichem Mark ausgefüllte Hohlräume, beeinflussen sich gegenseitig. Jenes mutmaßlich komplexe Zusammenspiel musste im Rahmen der obigen Auswertung unberücksichtigt bleiben. Es wurde lediglich versucht, den Zusammenhang zwischen der Implantatfestigkeit und der Häufigkeit der einzelnen Gewebstypen darzustellen. Hierin könnte ebenso ein Erklärungsansatz gesehen werden für die nur schwach oder aber gar nicht nachweisbaren Korrelationen von makroskopischen Untersuchungskriterien und der Implantatfestigkeit.

#### 4.7 Zusammenhang zwischen Interfacebeschaffenheit und Patientendaten

Es konnten bei diesbezüglicher Auswertung (vgl. Kap. 3.6.2) – auch im Rahmen einer eigens hierfür angedachten medizinischen Dissertation – keine signifikanten Auffälligkeiten erfasst oder wesentliche Diskussionspunkte erhoben werden.

#### 4.8 Zusammenhang zwischen Interfacebeschaffenheit und Prothesendesign

##### 4.8.1 *Räumliches Vorkommen der Gewebearten*

Bei Analyse des Vorkommens der verschiedenen Gewebearten um die Prothese herum (vgl. Kap. 3.5.1.1), also in radiärer Richtung, ergibt sich insgesamt eine gleichmäßige Verteilung. Es deutet sich jedoch die Tendenz an, dass sich die die Implantatfestigkeit begünstigenden Strukturen wie anteilige Neokortikalisbildungen, Knochenbrücken bzw. Knochenanwuchs oder Knochenkontakt eher in den seitlichen Schaftbereichen (sowohl medial als auch lateral) finden. In vorder- und hinterseitig gelegenen Implantatbettanteilen zeigt sich häufig weniger stabilisierendes Gewebe wie weiches Mark in mehr oder minder großen Spalten oder Höhlen bzw. unausgefüllte Hohlräume. Es ist denkbar, dass dieser schwache Trend auf die anatomisch bedingte, unterschiedliche lokale Belastung zurückgeführt werden kann.

Das häufigere Auftreten von Trabekelwerk in den proximalen Segmenten gegenüber übrigen Abschnitten ist nicht überraschend, da es seinem natürlichen Vorkommen entspricht. Ein Kontakt von Implantat und Kortikalis sowie sich zwischen diesen beiden ausbildende Knochenbrücken finden sich vorwiegend in fußwärtigen Bereichen. Auch dies entspricht den Erwartungen. Aus der sich im Verhältnis zur Form der Prothesen zumeist stärker verjüngenden Femurform resultiert ein verringerter – teils gänzlich aufgehobener – Abstand zwischen Implantat und Kortikalis, was zudem die Ausbildung von Knochenbrücken erleichtert.

Abschließend formuliert scheint also – bei hinsichtlich ihrer Knochenstruktur nicht schwerwiegend vorgeschädigten Patienten – weniger die ursprüngliche Femurschaftbeschaffenheit oder die Implantatlokalisierung, sondern das Prothesendesign und die Implantatoberflächenstruktur Einfluss auf die Art des letztlich anwachsenden bzw. umgebenden Gewebes zu nehmen.

#### 4.8.2 *Auswirkung der Prothesenoberflächenstruktur auf anwachsende bzw. umgebende Gewebearten*

Wie die Ergebnisse der diesbezüglichen Untersuchungen (vgl. Kap. 3.6.5) belegen, kann – die gängige Lehrmeinung reflektierend – behauptet werden, dass glatte Oberflächen bevorzugt zur Ausbildung umscheidenden Bindegewebes führen, oberflächlich rau strukturierte Implantate hingegen häufiger eine knöcherne Integration aufweisen. Dieses unterschiedliche Verhalten der Gewebstypen wird hinsichtlich der derzeit angewandten Prothesendesigns bereits berücksichtigt und die Oberflächen entsprechend des gewünschten Effektes – Kraftübertragung, Fixierung oder lediglich Stabilisierung im Sinne eines Scheerkraftpuffers – bearbeitet.

Die Erfahrungen aus der vorliegenden Studie zeigen jedoch, dass jene angestrebten Wechselwirkungen sich nur teilweise – stets in weniger als 50 % der Fälle – verwirklichen. Diese daher hinsichtlich ihrer Aussagekraft als eingeschränkt verwertbar einzuschätzenden Ergebnisse können möglicherweise durch das gemeinsame Vorliegen unterschiedlicher Prothesenstrukturveränderungen bzw. -bearbeitungen nebeneinander, z.B. grobstrukturierte und gleichzeitig glatte Prothesenoberflächen, erklärt werden.

## Zusammenfassung

Die Untersuchung befasst sich mit dem Einwachsverhalten zementfrei implantierter Hüftendoprothesen aus der Metropolregion Hamburg. Die sog. EXPRO (EXplantierte PROthesen)-Studie ist ein gemeinsames Projekt der Universitätsklinik-Eppendorf bzw. dem Institut für Rechtsmedizin, der ENDO-Klinik Hamburg und der Technischen Universität Hamburg-Harburg bzw. dem dortigen Arbeitsbereich Biomechanik. Der Studienzeitraum betrug etwa ein Jahr. Von April 2003 bis Februar 2004 wurden 280 künstliche Hüftgelenke durch Rechtsmediziner explantiert. Dies geschah zumeist nach der Krematoriumsleichenschau im Krematorium Hamburg-Öjendorf, teilweise auch im Institut für Rechtsmedizin im Rahmen hier durchgeführter wissenschaftlicher Sektionen. Unter diesem Gesamtprobengut fanden sich 38 zementfreie Autopsiepräparate – eine im Vergleich zu bislang durchgeführten Studien große Anzahl. Anhand dieser 38 Explantate wurde die *Häufigkeit* der verschiedenen vorkommenden Prothesenmodelle erfasst sowie – unter Einbeziehung der vorliegenden Patientendaten – Aussagen über die *Funktionalität* der künstlichen Hüftgelenke getroffen. Um sich ein Bild über letztere zu verschaffen, wurde das Implantatbett hinsichtlich der hier makroskopisch nachweisbaren Gewebsformationen, wie Neokortikalis, Bindegewebe oder Hohlrumbildungen beurteilt. Des Weiteren fand nach dreifacher Querschnitt- und Längsschnittlegung mittels des Trennschleifverfahrens eine Einschätzung des semiquantitativen Kraftaufwandes im Sinne einer Festigkeitsbewertung beim Herauslösen des Implantates aus dem Schaft statt.

Am häufigsten fanden sich unter den unzementiert implantierten Modellen, mit einer Stückzahl von sechs bis vier, die Prothesen ESKA, Bikontakt, Calcarbloc und Zweymüller. Jeweils drei ABG-Hüftsysteme und Madreporique-Prothesen bzw. zwei Vertreter der Modelle HP PM, S-ROM und Flächenadaptions-HPS flossen in die Auswertung ein. Des Weiteren lagen sechs einzelne Implantatmodelle vor. Entsprechend waren die Prothesenherstellerfirmen Howmedica (mit neun Implantaten), Aesculap (mit acht Implantaten) und Schütt & Grundei (mit sechs Implantaten) am stärksten vertreten.

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse der makroskopischen Betrachtung der Interfacebeschaffenheit in Abhängigkeit vom Prothesendesign kann bestätigt werden, dass glatte Oberflächen bevorzugt zur Ausbildung umscheidenden Bindegewebes führen,

oberflächlich rau strukturierte Implantate hingegen häufiger eine knöcherne Integration und somit eine tendenziell höhere Implantatfestigkeit aufweisen.

Es gibt keine Korrelation zwischen der Implantatfestigkeitsbewertung einerseits bzw. der Interfacebeschaffenheit andererseits und den Werten zur Knochenqualität, der Verweildauer des Implantates, sowie dem Alter und BMI des Patienten. Es lassen sich hier keine prädisponierenden Faktoren seitens des Patienten für eine Prothesenlockerung feststellen.

Diese Daten erheben nicht den Anspruch, die Frage nach einem universell bzw. dem am besten geeigneten Hüftendoprothesenmodell klären zu können – jedoch ermöglichen die Ergebnisse einen Überblick hinsichtlich Häufigkeit und Funktionalität der verschiedenen Implantattypen. Sie können Herstellern bei der Konstruktion zukünftiger Implantate und Anwendern bei der Wahl einer Prothese hilfreich sein. Einer Weiterführung dieses Projektes muss es überlassen bleiben, die bereits gewonnenen Erkenntnisse zu vertiefen bzw. zu ergänzen.

## Bibliographie

- [1] Bader R (2003) Kohlenstofffaserverstärkte Kunststoffe als Implantatwerkstoff. Orthopäde 32: 32 – 40
- [2] Bands R, Pelker RR, Shine J, Bradburn H, Margolis R, Leach J (1991) The noncemented porous-coated total hip prosthesis. Clin Orthop 269: 209-219
- [3] Bobyn JD (1980) The effect of porous surface configurations on the tensile strength of fixation of implants by bone ingrowth. Clin Orthop 149: 291
- [4] Bos I (2001) Gewebereaktionen um gelockerte Hüftendoprothesen. Orthopäde 30: 881-889
- [5] Brodner W, Raffelsberger B (2004) Hüft-Total-Endoprothetik in Österreich. Orthopäde 33: 462-471
- [6] Campbell AC, Rorabeck CH, Bourne RB (1992) Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. J Bone Joint Surg Br 74: 63-64
- [7] Charnley J (1960) Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg Br 42: 28-30
- [8] Cramer J, Ekkernkamp A, Ostermann AW (2001) Die infizierte Endoprothese am Beispiel der Hüftprothese. Z Arztl Fortbild Qualsich (ZaeFQ) 95: 195-201
- [9] Dietschi C, Huggler AH, Schreiber A, Jakob AHC (1974) Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftacetabulums unter Belastung. Z Orthop 112: 670-675
- [10] Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP (1983) Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin Orthop 173: 151-158
- [11] Dr. Gumpert: Hüftprothese  
URL: <http://www.dr-gumpert.de/html/hueftprothese.html>
- [12] Effenberger H, Lassmann S, Hilzensauer G, Dorn U (1998) Zementfreie Hüftendoprothetik bei Patienten mit rheumatoider Arthritis. Orthopäde 27: 354-365
- [13] Elke R (2001) Die Schaftrevision. Orthopäde 30: 280-286
- [14] Goldberg VM, Stevenson S, Feighan J, Davy D (1995) Biology of gritblasted titanium alloy implants. Clin Orthop 319: 122-129
- [15] Haaker R, Senge A, Krämer J, Rubenthaler F (2004) Osteomyelitis nach Endoprothesen. Orthopäde 33: 431-438

- [16] Hanssen AD, Rand JA (1998) Instructional course lectures, the American Academy of Orthopaedic Surgeons – evaluation and treatment of infection at site of a total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 80: 910-922
- [17] Heisel C, Mau H, Borchers T, Müller J, Breusch SJ (2003) Fettembolie bei Hüftprothesenimplantation. *Orthopäde* 32: 247-252
- [18] Helferich H (1994) Endoprothetik Rückblick. *Der Chirurg* 65: 1826-1871
- [19] Herberts P, Malchau H (1997) Hour outcome studies have changed total hip arthroplasty practices in Sweden. *Clin Orthop* 344: 44-60
- [20] Hillburg N (2002) Kompendium der Hüftendoprothetik. Dissertation an der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München
- [21] Judet J (1979) Geschichte und Philosophie der Endoprothetik/Festvortrag. *Dtsch Med Wschr* 29: 162-165
- [22] Lionberger D, Walker PS, Granholm J (1985) Effects of prosthetic acetabular replacement on strains in the pelvis. *J Orthop Res* 3: 372-379
- [23] Loosen W (2005) Erst verstehen, dann helfen. *Hamburger Ärzteblatt* 1: 36
- [24] Lukoschek M, Simank H-G, Brocai DRC (1998) Zementfreie Hüftendoprothetik bei entzündlich-rheumatischen Erkrankungen. *Orthopäde* 27: 392-395
- [25] Malchau H, Herberts P, Södermann P, Oden A (2000) Prognosis of total hip replacement. Update and validation from the Swedish National Hip Arthroplasty Registry 1979-1998. 67. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Orlando, USA
- [26] Mc Anley JP, Culpepper WJ, Engh CA (1998) Total hip arthroplasty. Concerns with extensively porous coated femoral components. *Clin Orthop* 355: 182-188
- [27] Mc Kee GK (1970) Development of the total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop* 72: 85-103
- [28] Mittelmeier W, Grunwald I, Schäfer R, Grundei H, Gradinger R (1997) Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen. *Orthopäde* 26: 117-124
- [29] Morlock MM (2004) Persönliche Mitteilung. ExPro Treffen am 15.04.05, Hamburg
- [30] Morscher EW (1994) Prinzipien der Pfannenfixation bei der Hüftarthroplastik mit spezieller Berücksichtigung des Press-Fit-Cup. *Med Orth Tech* 114: 217-222

- [31] Morscher E, Elke R, Berli B (2000) Classification and treatment methods of acetabular deficiencies. In: Onparc J (ed) Surgical techniques in orthopaedics traumatology. Elsevier, Paris, pp 1-5
- [32] Pillias RM, Lee JM, Maniatopoulos C (1986) Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop 208: 108-113
- [33] Reinecke Sabine (2004) Experimentelle Untersuchung der Stabilität erfolgreich implantierter zementfreier Hüftpfannen. Diplomarbeit im Studiengang Medizintechnik an der Hochschule für angewandte Technik Hamburg, Fachbereich Naturwissenschaftliche Technik.
- [34] Schmidt AH, Walker G, Kyle RF, Thompson RC Jr (1996) Periprosthetic metastatic carcinoma. Pitfalls in the management of cases initially diagnosed as osteolysis. J Arthroplasty 11: 613-619
- [35] Schuh A, Thomas P, Holzwarth U, Zeiler G (2004) Bilaterale umschriebene Osteolyse nach zementierter Hüfttotalendoprothesenimplantation. Orthopäde 33: 727-731
- [36] Schwartz JT, Eugh CA, Forte MR, Kukita Y, Grandia SK (1993) Evaluation of initial surface apposition in porous-coated acetabular components. Clin Orthop Relat Res 293: 174-187
- [37] Seifert H (1997) Vergleichende experimentelle Untersuchungen zum Steifigkeits-, Verformungs- und Dämpfungsverhalten unterschiedlicher Hüftgelenktotalendoprothesen unter dynamischer Belastung. Orthopäde 26: 166-180
- [38] Siebold R, Scheller G, Schreiner U, Jani L (2001) Langzeitergebnisse mit dem zementfreien CLS-Schaft von Spotorno. Orthopäde 30: 317-322
- [39] Thomsen M (2003) Von Abrieb, Korrosion und Reibung. Orthopäde 32: 1
- [40] Thull R (2003) Oberflächenmodifikationen zur Verbesserung von Biokompatibilität und mechanischen Eigenschaften von orthopädischen Implantaten. Orthopäde 32: 51-59
- [41] Verein zur Bewußtmachung des Wertes der Linkshändigkeit  
URL: <http://www.linkshaendig-leben.de/weltei2.html>
- [42] Wagner H (1997) Hip prosthesis revision with non-cemented femoral revision stem – 10 years experience. Med Orthop Tech 117: 138-148

- [43] Widmer K-H, Zurfluh B, Morscher EW (1997) Kontaktfläche und Druckbelastung im Implantat-Knochen-Interface bei Press-Fit-Hüftpfannen im Vergleich zum natürlichen Hüftgelenk. Orthopäde 26: 181-189
- [44] Willert HG, Puls P (1972) Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Allo-Arthroplastik der Hüfte. Arch Orthop Unfallchir 72: 33-71
- [45] Wintermantel E, Ha SW (1998) Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen. In: Implantate für Medizin und Umwelt. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag
- [46] Wolff J (1892) Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin, Hirschwald
- [47] Zysk SP, Gebhard HH, Pellengahr C, Refior HJ, Plitz W, Meßmer K, Veihelmann A (2003) Inflammatorische Reaktion auf Abriebpartikel von Endoprothesen in vivo. Orthopäde 32: 305-311

## *Danksagung*

An dieser Stelle möchte ich allen sehr herzlich danken, die zum Entstehen dieser Dissertation beigetragen haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Klaus Püschel sowie Herrn Prof. Dr. Michael M. Morlock für die Möglichkeit, dieses interessante Thema zu bearbeiten.

Für die außergewöhnlich gute Atmosphäre im Arbeitsbereich Biomechanik der Technischen Universität Hamburg–Harburg, die freundschaftliche Zusammenarbeit und die immer zur Verfügung stehende Hilfsbereitschaft bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern dort, insbesondere bei Frau Sabine Reinecke und Herrn Nick Bishop für ihre Hilfestellungen zur Handhabung der Computertechnik und die konstruktiven Anregungen, die mir bei meiner Arbeit sehr geholfen haben.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. Otto Seibel für die tipp- und trickreiche Einführung in die Explantation von TEP der Hüfte.

Nicht zuletzt gebührt großer Dank meinen Eltern, die mir mein Studium ermöglichten und v.a. meinen Freunden Doreen und Maximilian Kielpinski, die mich während der Arbeit an dieser Dissertation ohne Vorbehalte unterstützt und manches Mal auch ausgehalten haben.

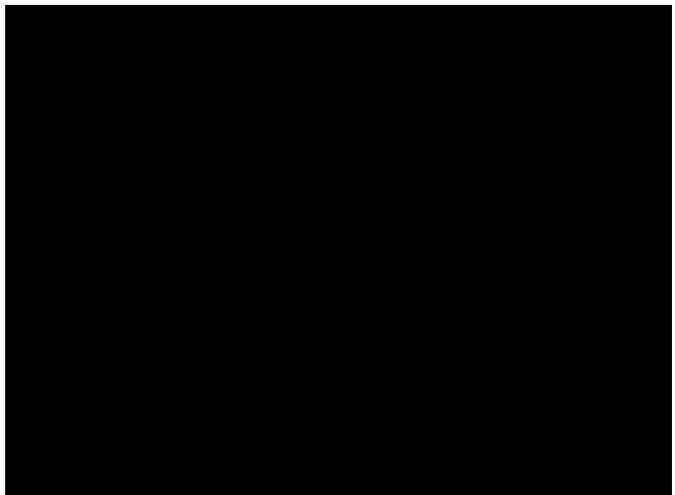
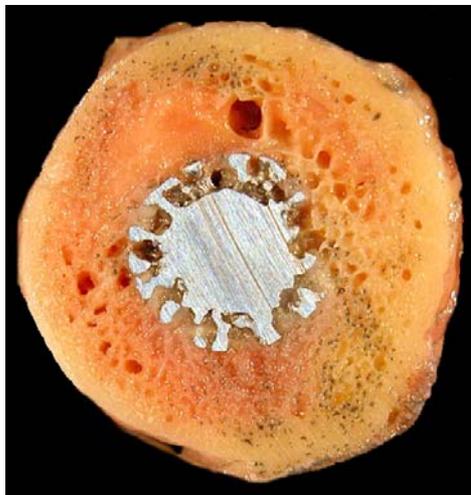
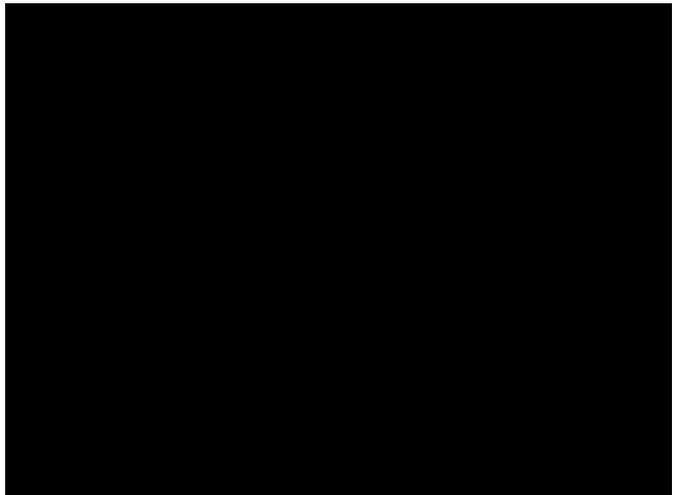
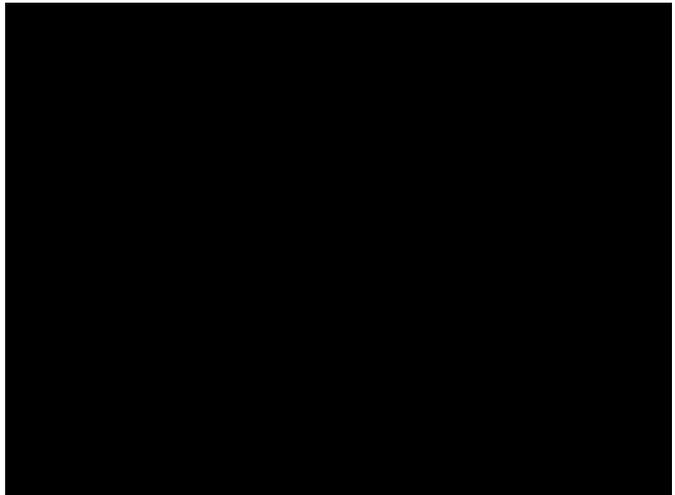
## **Anhang A**

### Fotografische Dokumentation der Schnittflächen der untersuchten Prothesen

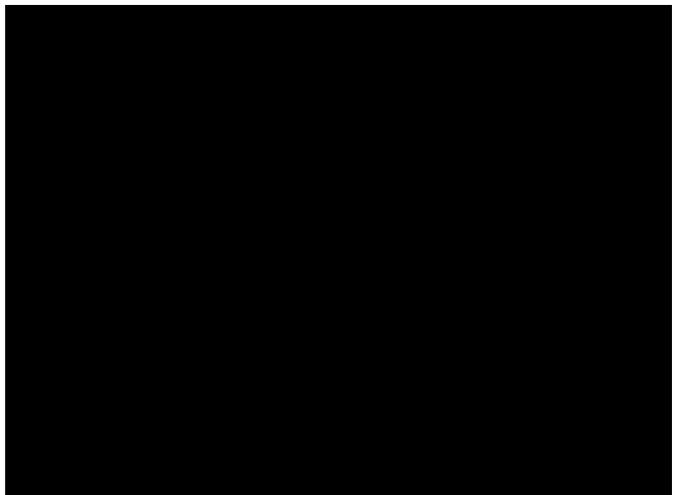
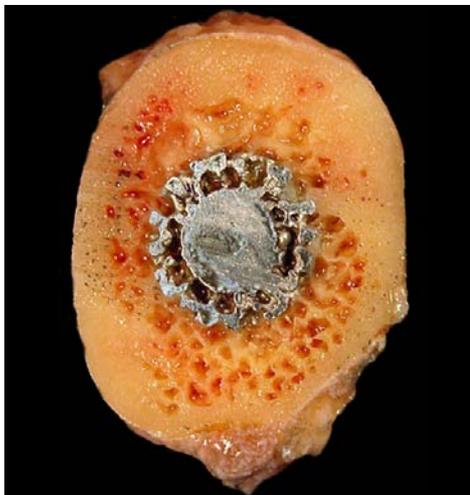
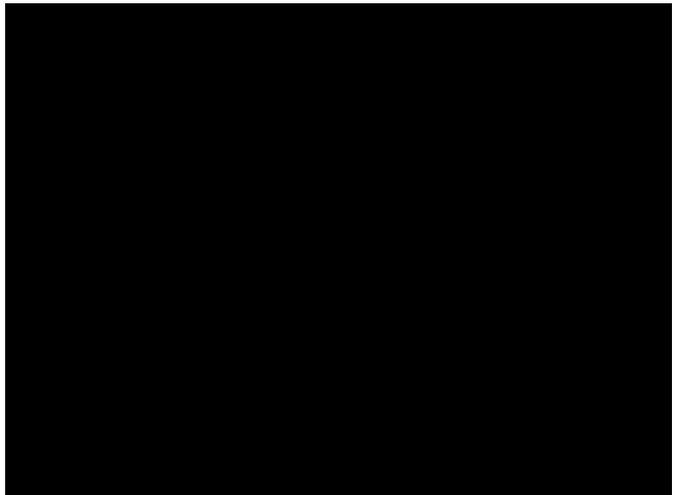
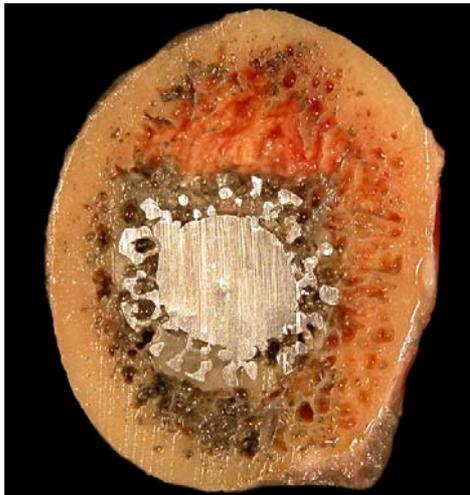
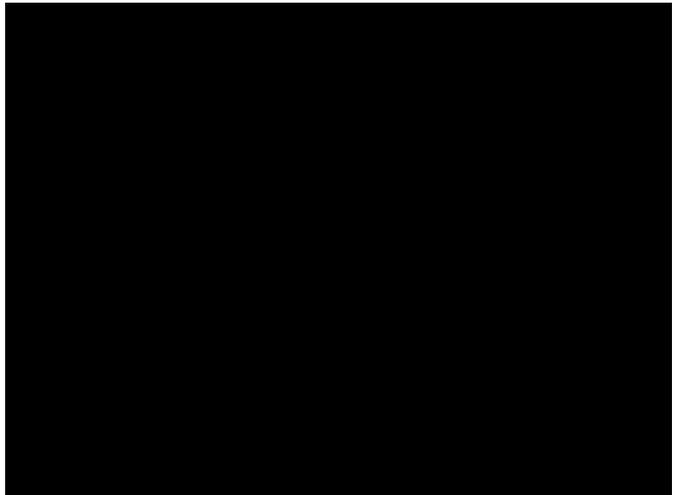
(n = 38; unzementierte Prothesen, Hamburg 2003/2004)

Eine nähere Interpretation wird im Anhang B dargestellt.

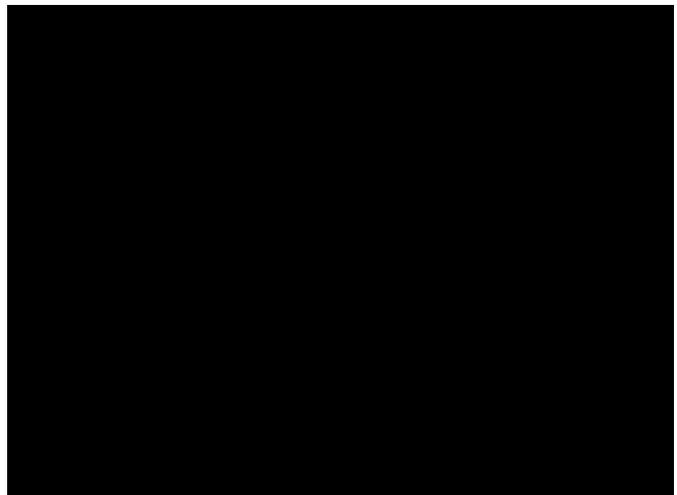
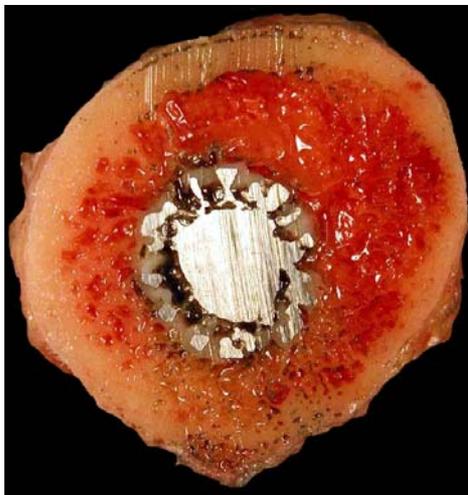
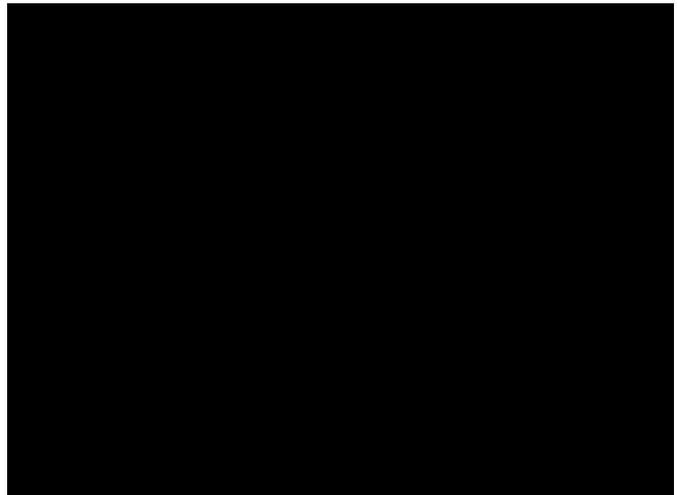
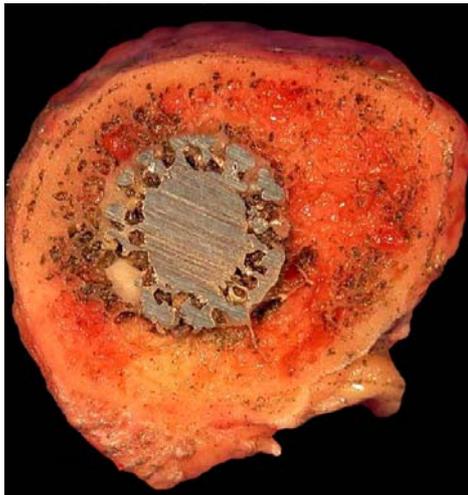
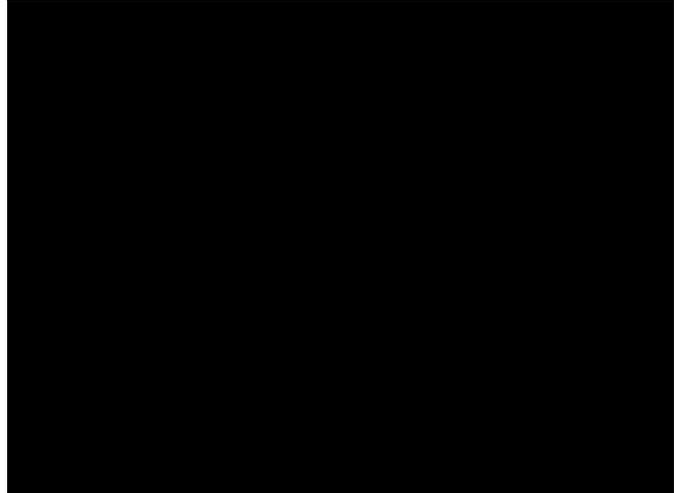
TEP - Nummer: 127		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
88	23,6	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	0,62	8,29



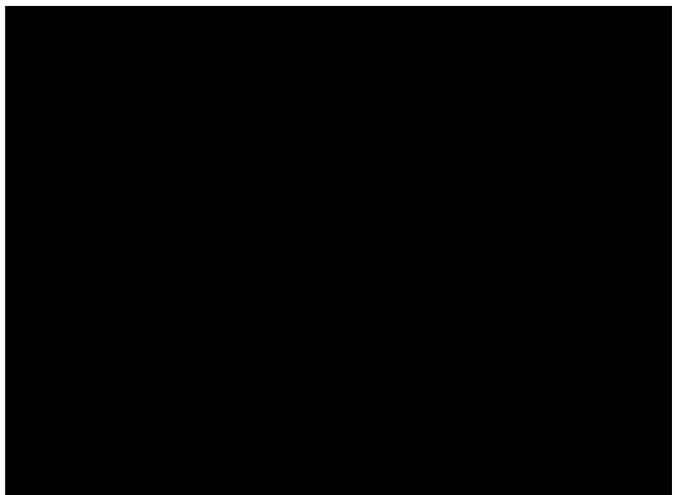
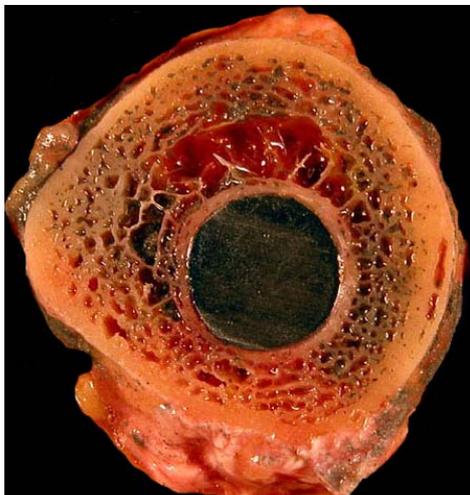
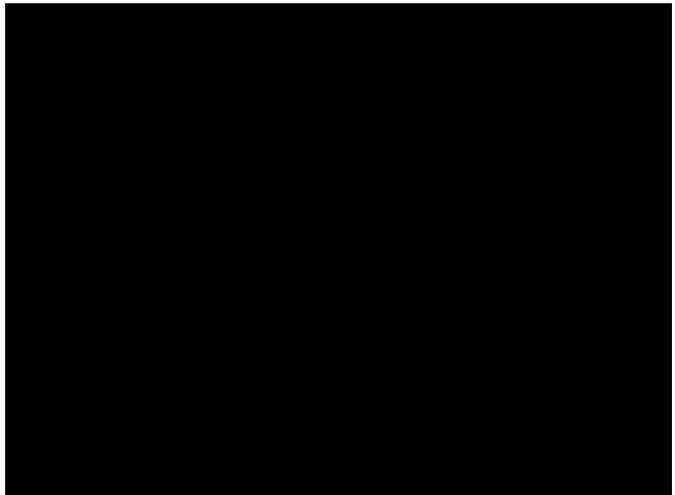
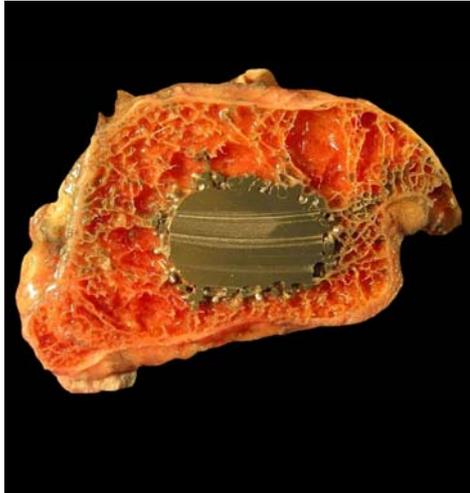
TEP - Nummer: 129		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
59	20,0	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
14	6,62	2,28



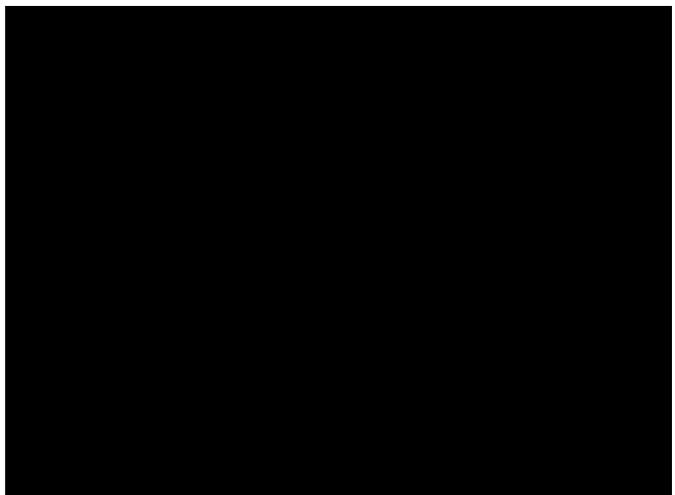
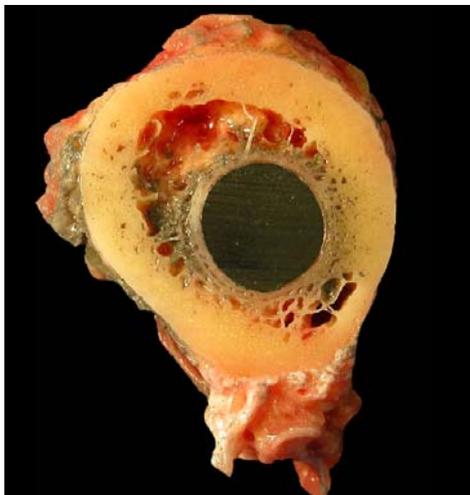
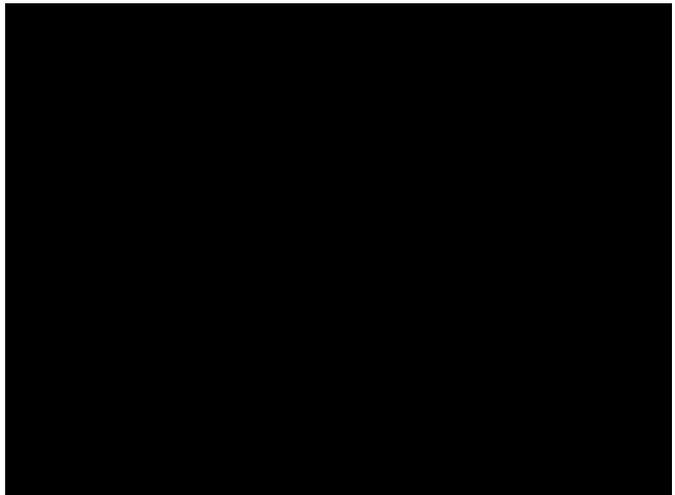
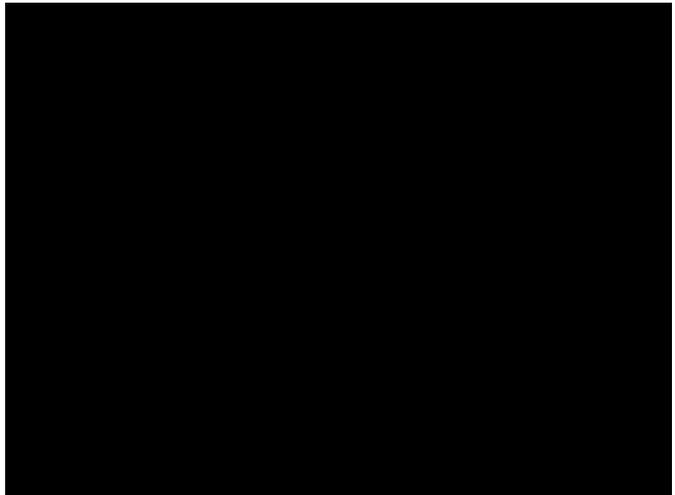
TEP - Nummer: 216		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
84	24,1	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	6,93	2,66



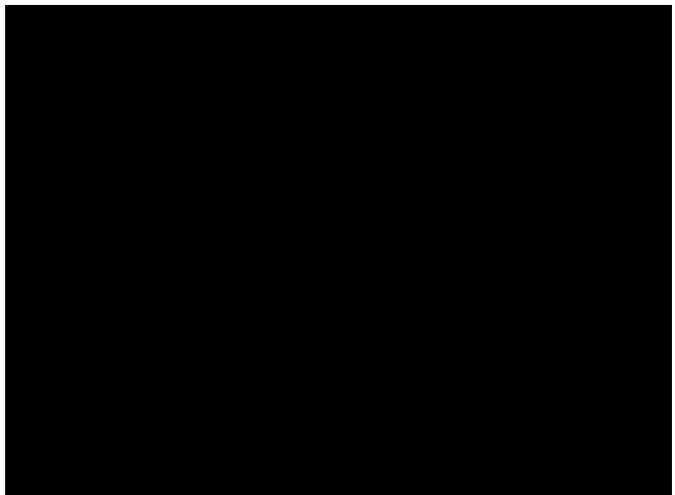
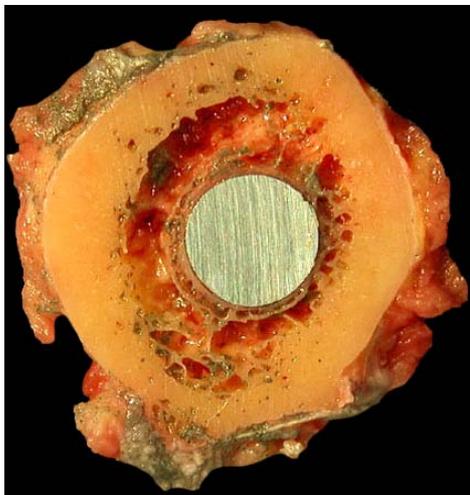
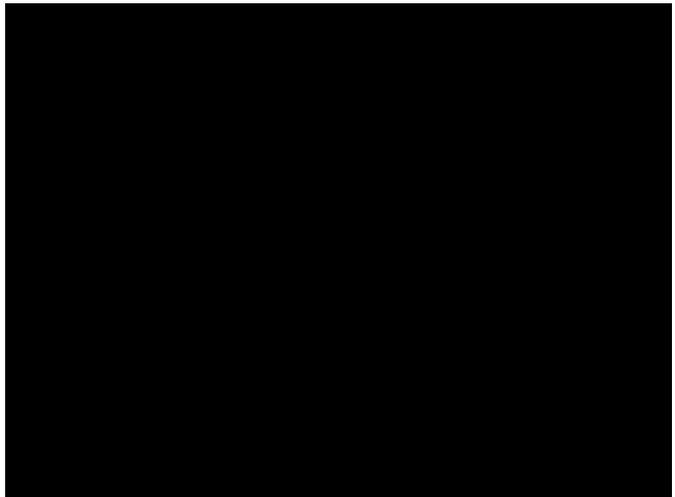
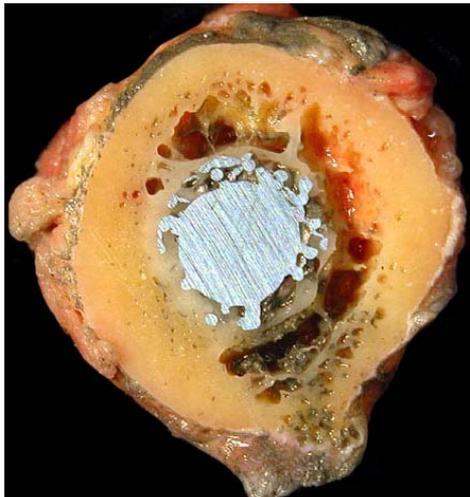
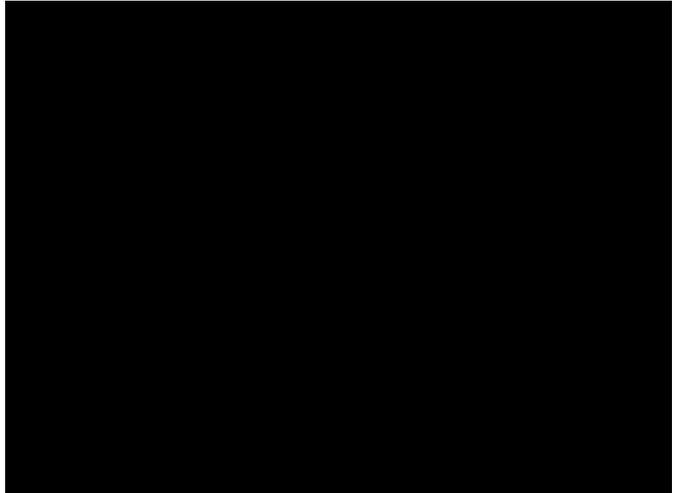
TEP - Nummer: 246		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
87	28,3	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	7,72	3,08



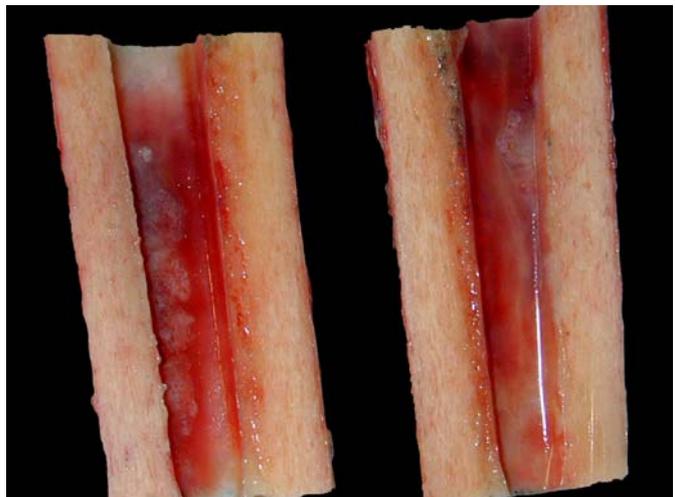
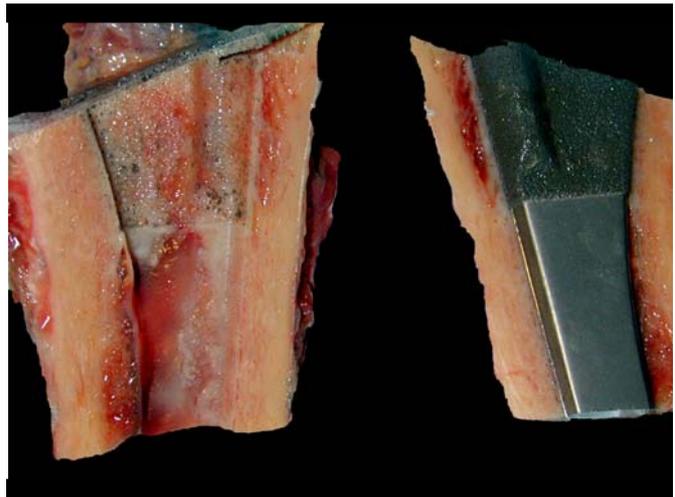
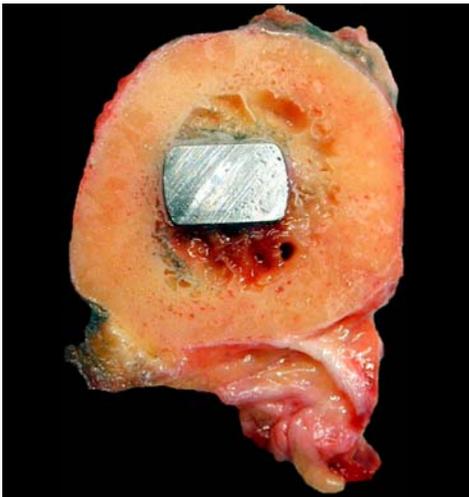
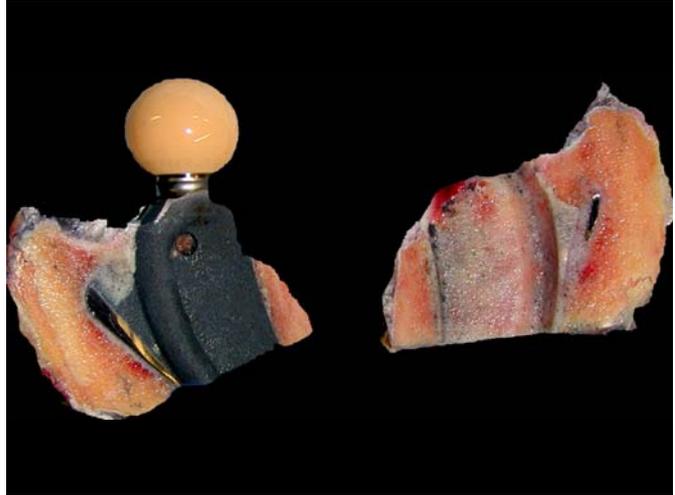
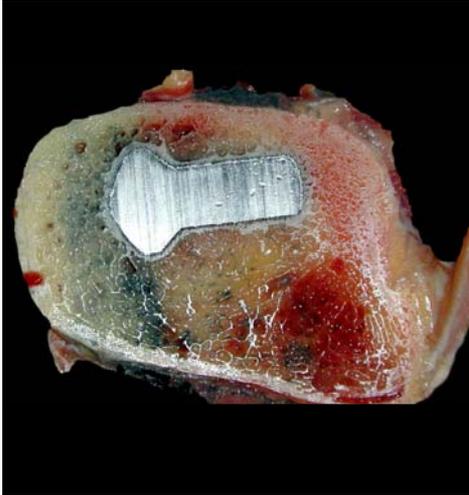
TEP - Nummer: 254		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
83	27,0	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
9	14,91	1,7



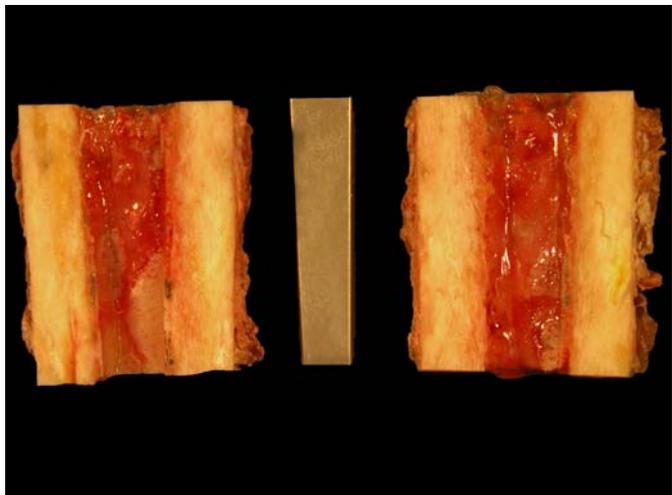
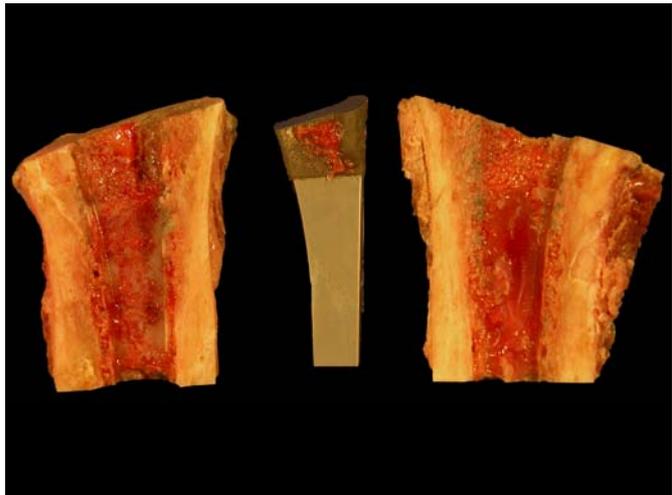
TEP - Nummer: 255		
Modell: ESKA		Hersteller: SCHÜTT & GRUNDEI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
83	27	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
6	8,2	2,16



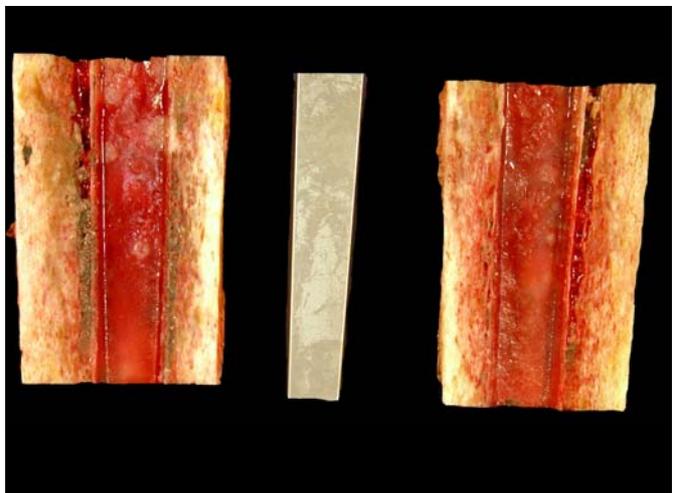
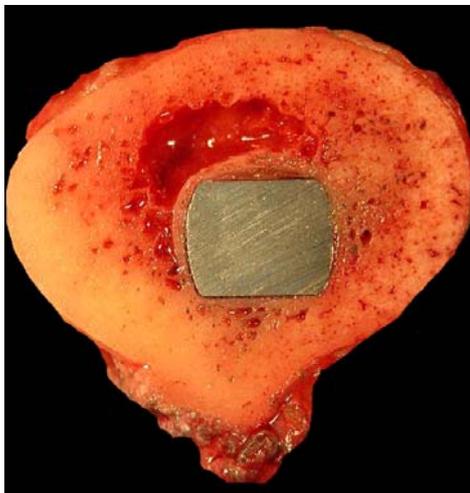
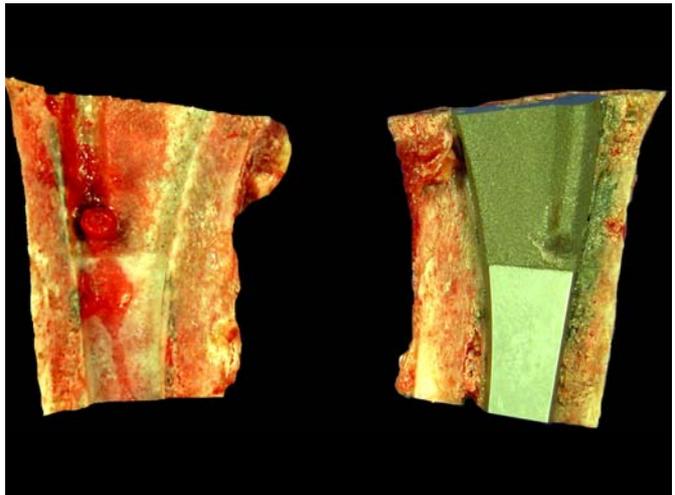
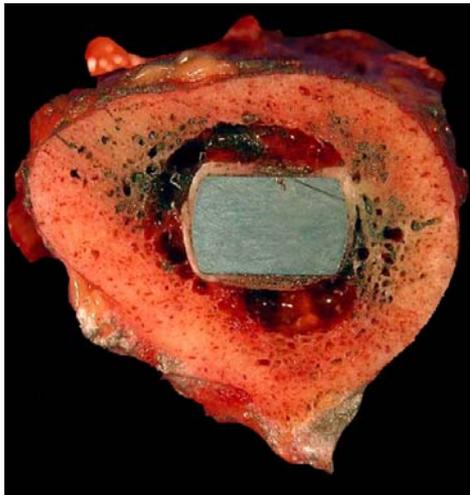
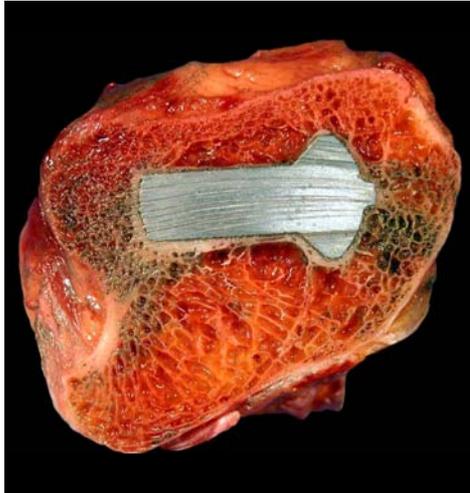
TEP - Nummer: 002		
Modell: BIKONTAKT		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
77	24,5	k.A.
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
16	-	-



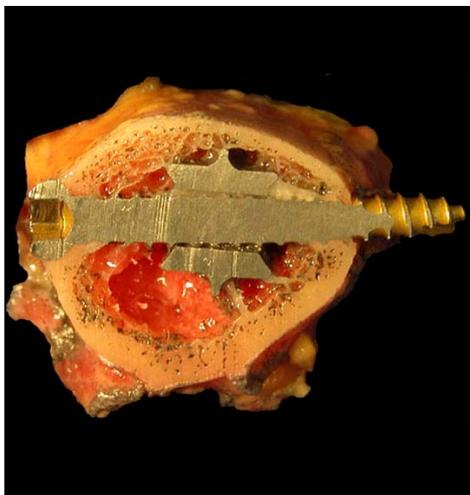
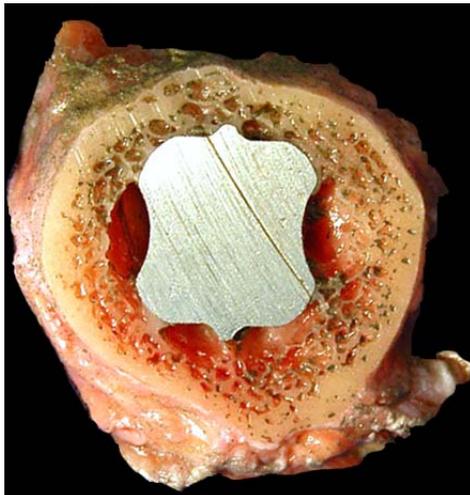
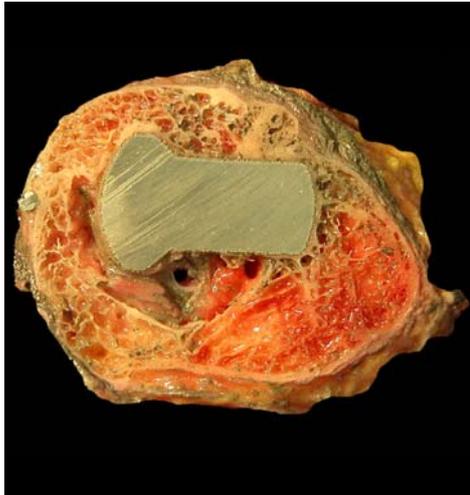
TEP - Nummer: 213		
Modell: BIKONTAKT		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
70	23,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
3	17,07	- 0,8



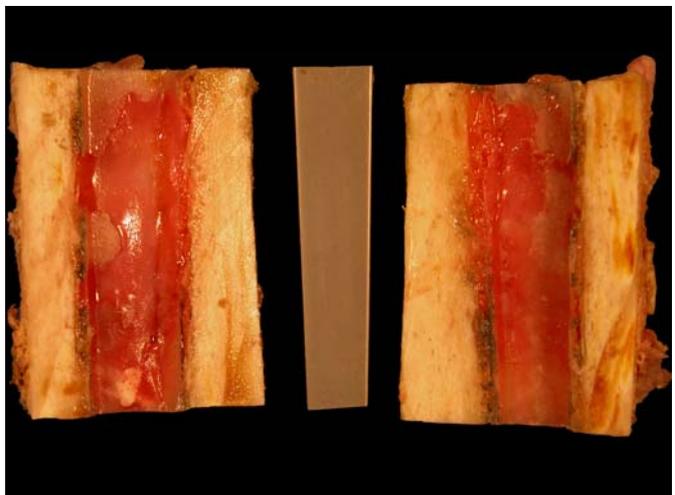
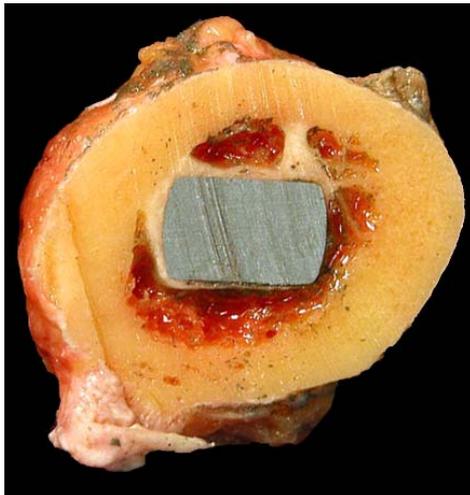
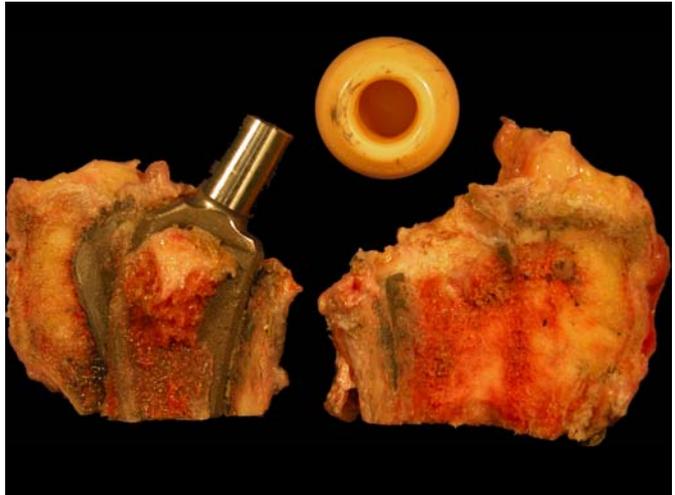
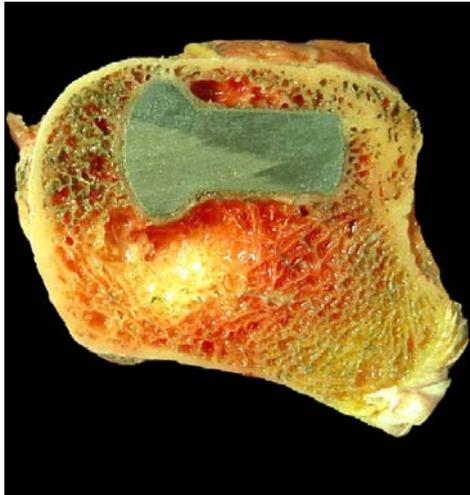
TEP - Nummer: 223		
Modell: BIKONTAKT		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
75	29,3	partiell
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
8	18	0,54



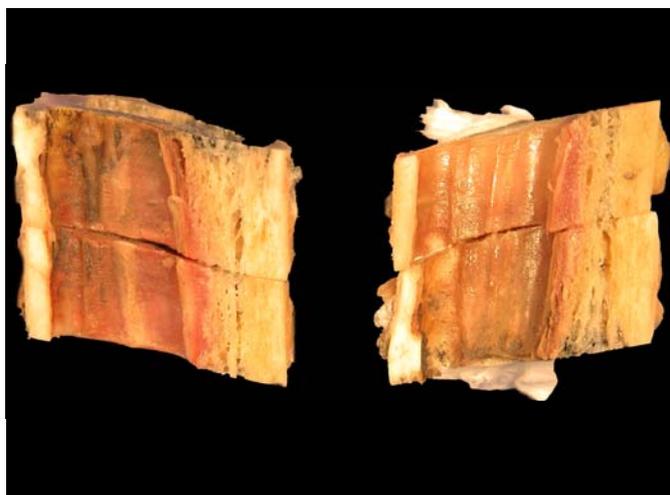
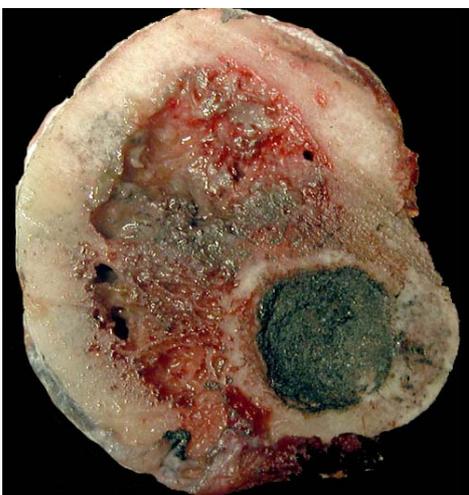
TEP - Nummer: 233		
Modell: BIKONTAKT		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
93	19,0	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
5	7,99	3,14



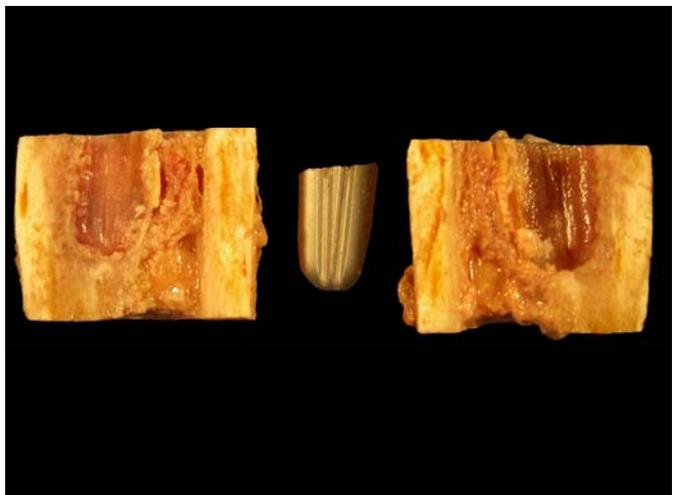
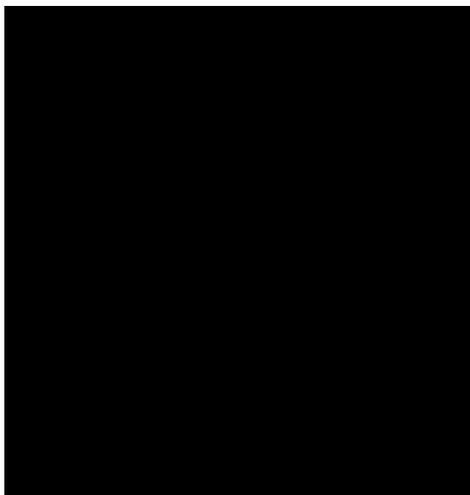
TEP - Nummer: 273		
Modell: BIKONTAKT		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
81	26,0	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
6	21,17	0,47



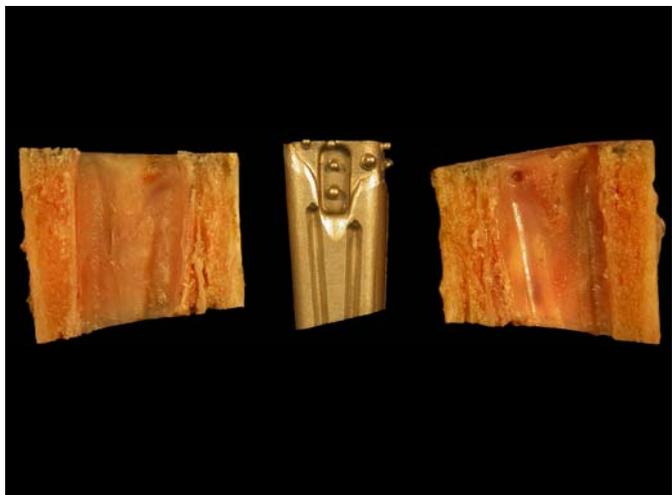
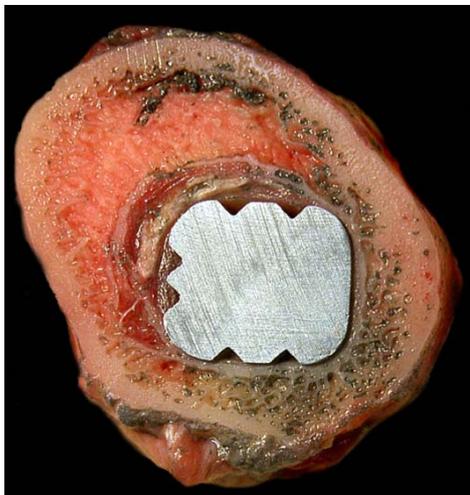
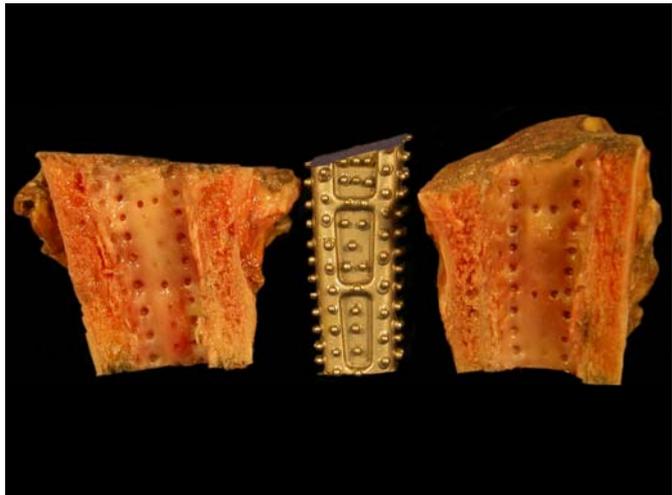
TEP - Nummer: 012		
Modell: CALCARBLOC		Hersteller: Schütt & Grundei
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
40	28,1	k.A.
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
k.A.	-	-



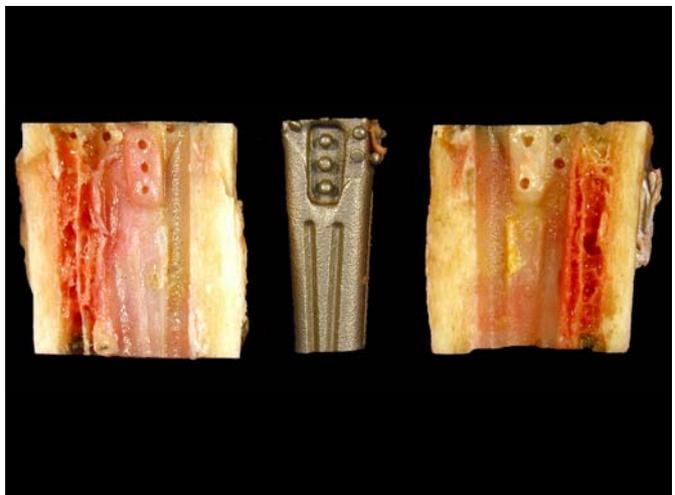
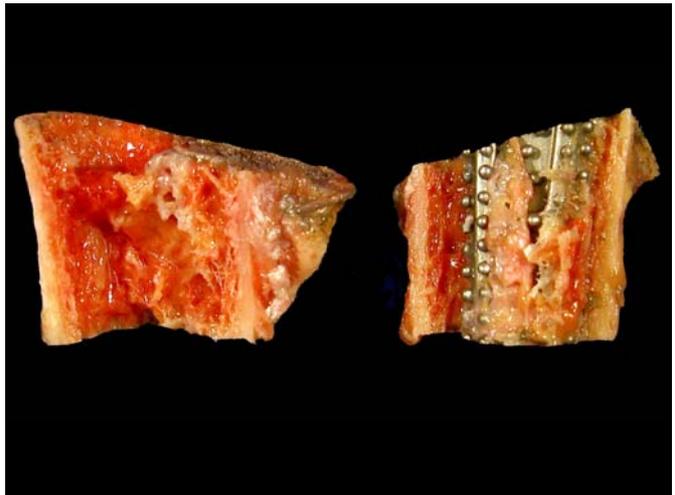
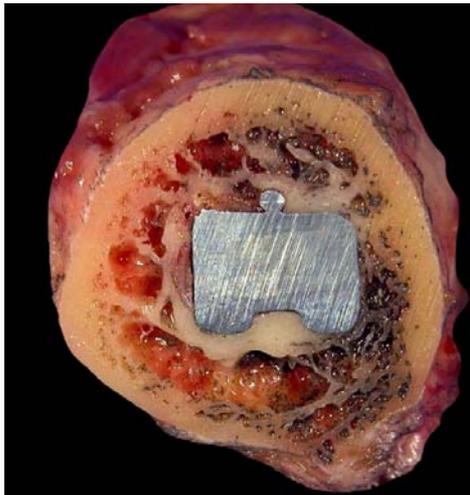
TEP - Nummer: 122		
Modell: CALCARBLOC		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
88	26,0	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
3	8,42	3,14



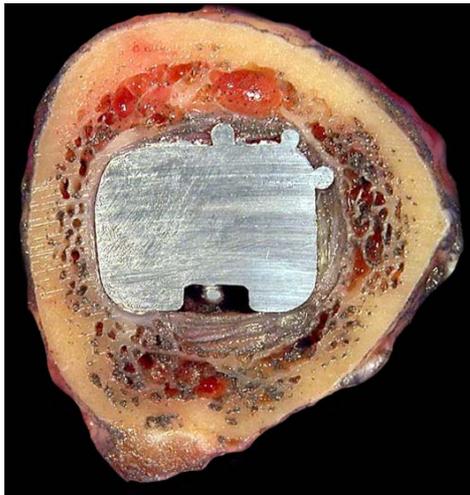
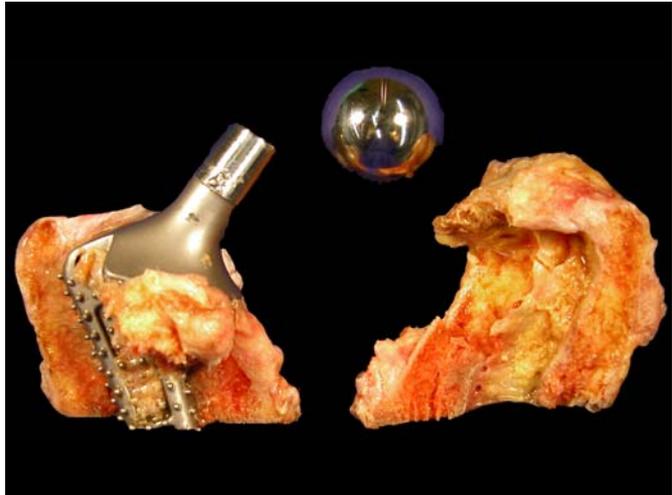
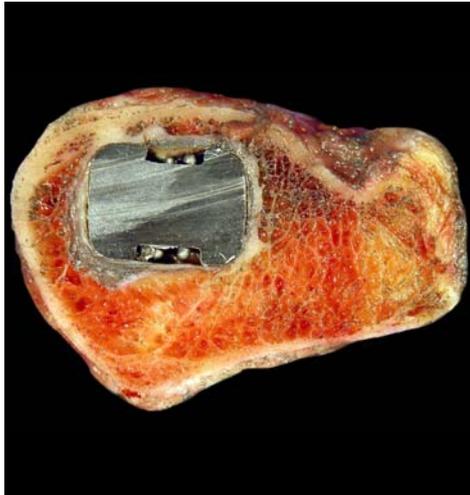
TEP -Nummer: 186		
Modell: CALCARBLOC		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
90	21,5	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	11,83	1,45



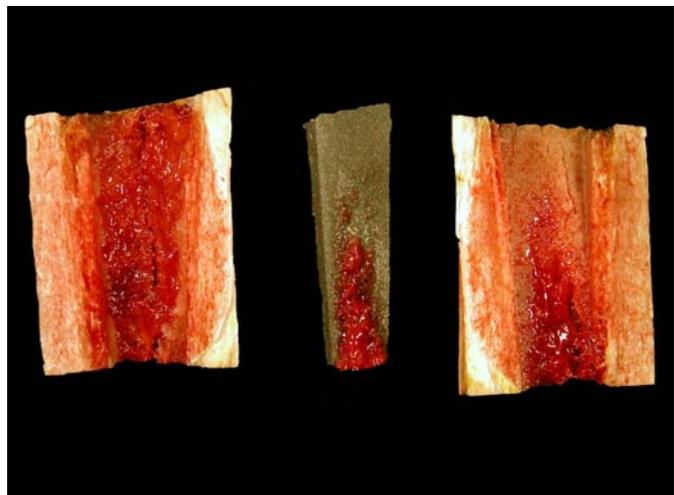
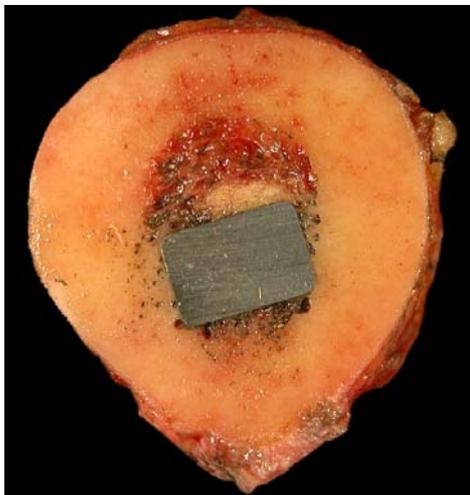
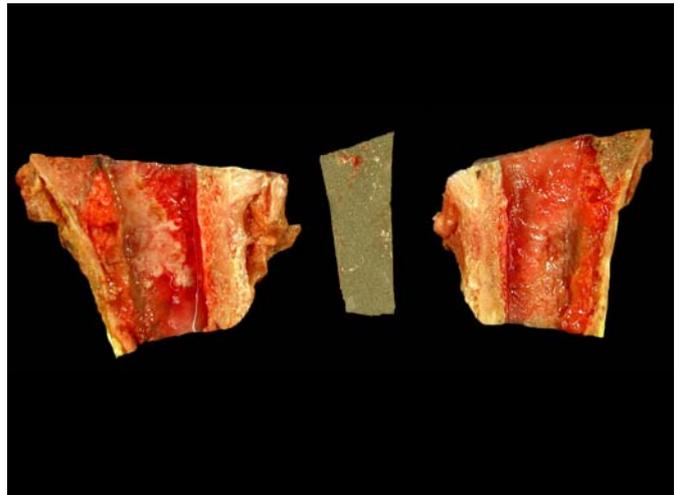
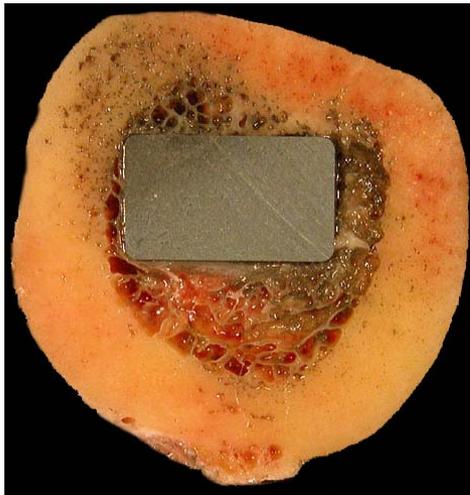
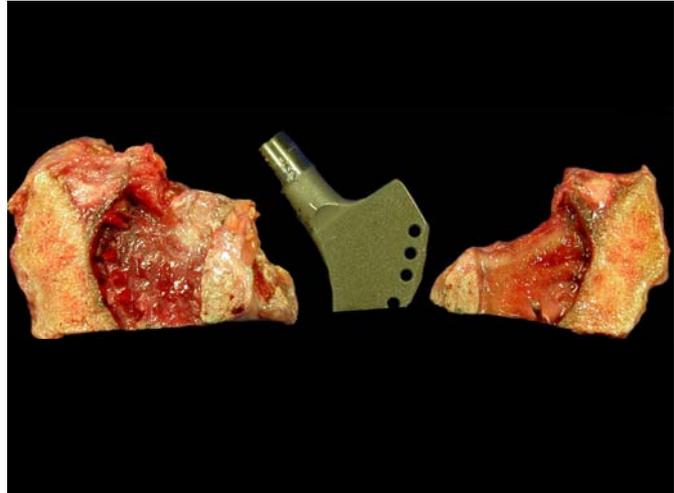
TEP - Nummer: 221		
Modell: CALCARBLOC		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
84	29,0	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	12,19	0,94



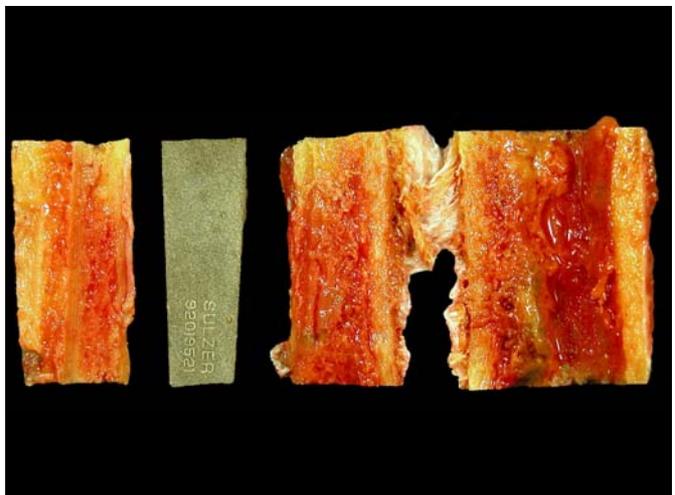
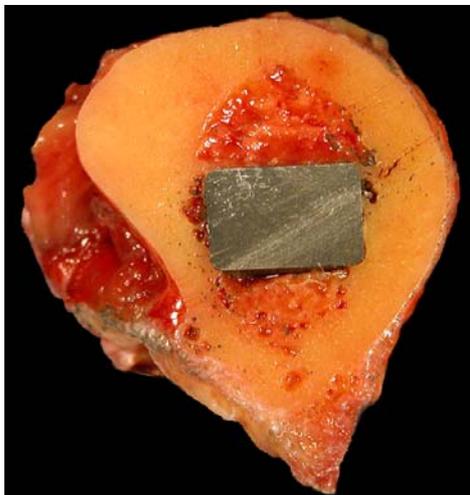
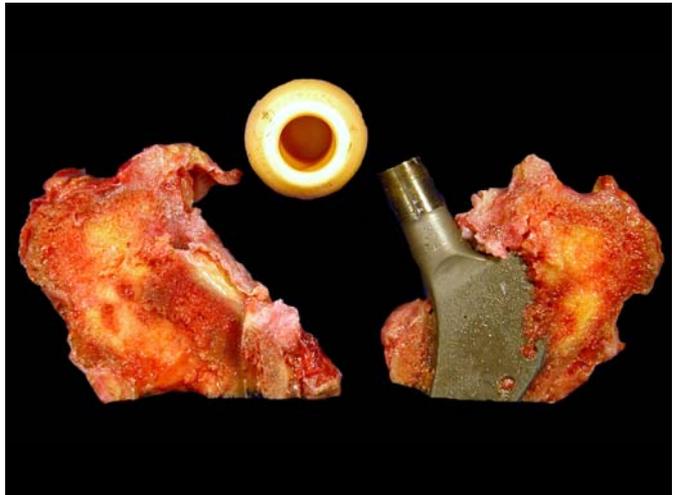
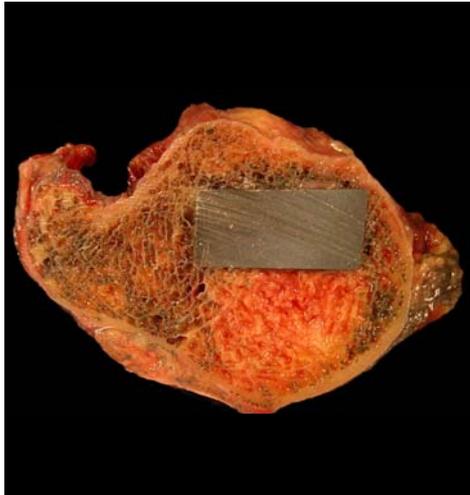
TEP - Nummer: 222		
Modell: CALCARBLOC		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
84	29	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	12	0,84



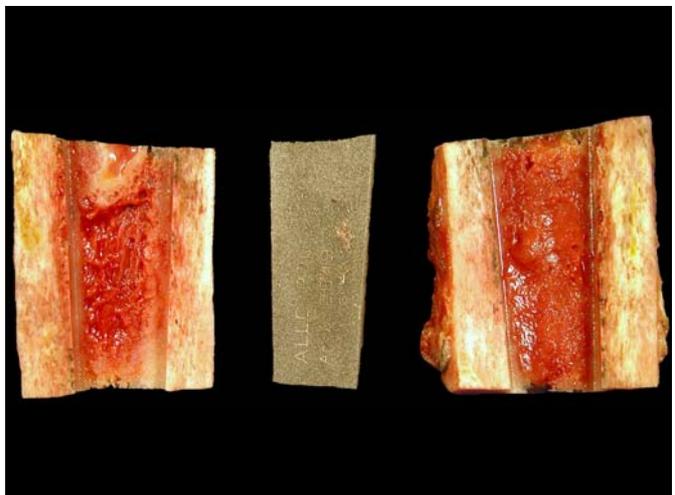
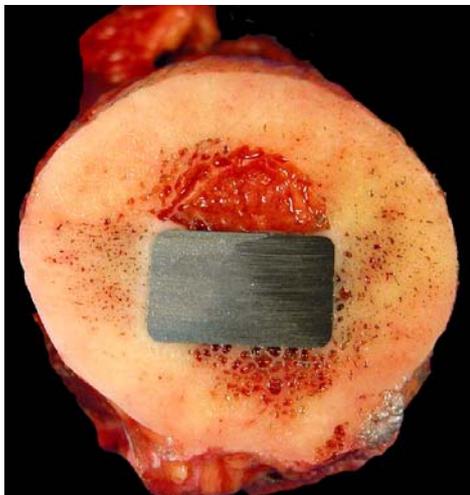
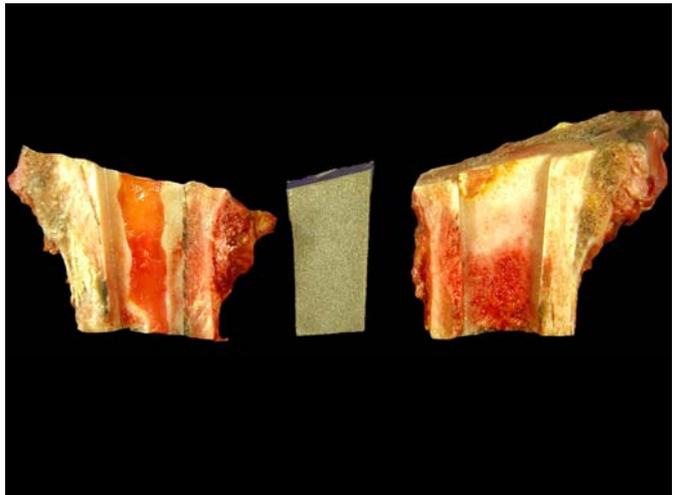
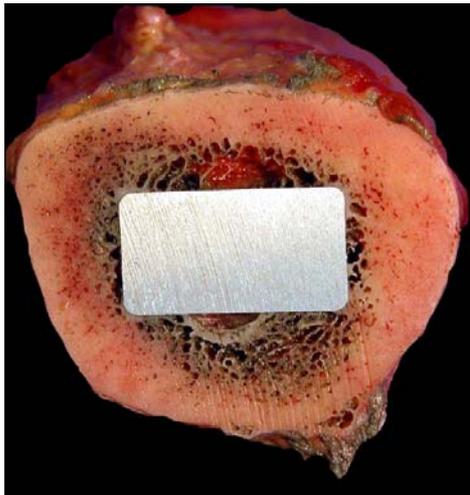
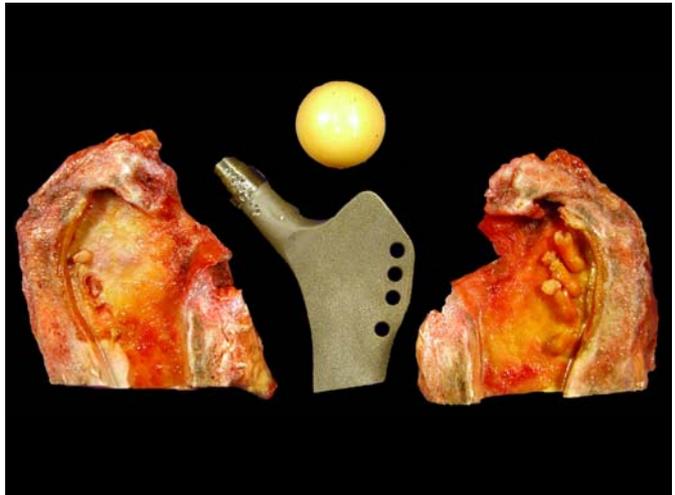
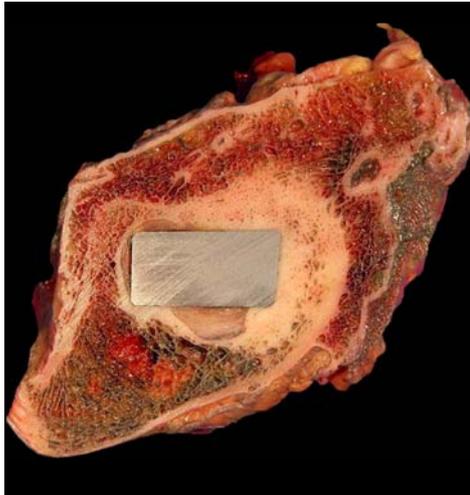
TEP - Nummer: 138		
Modell: ZWEYMÜLLER		Hersteller: ALLPROPRO
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
86	22,1	bettlägerig
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
10	14,94	1,22



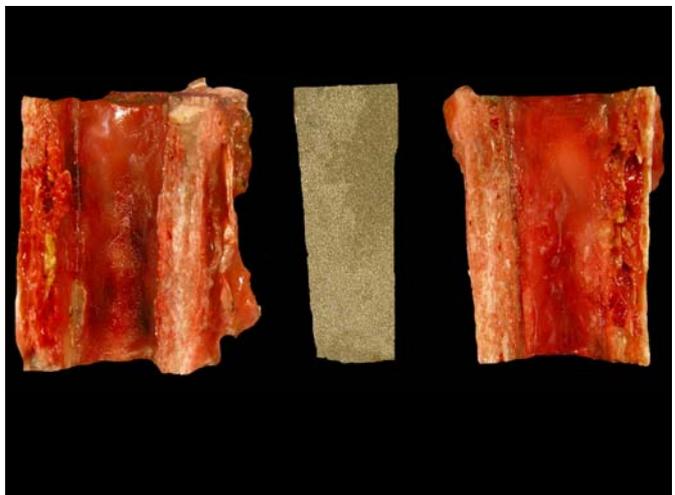
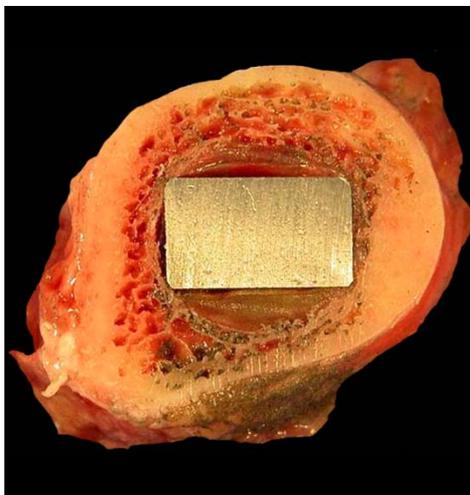
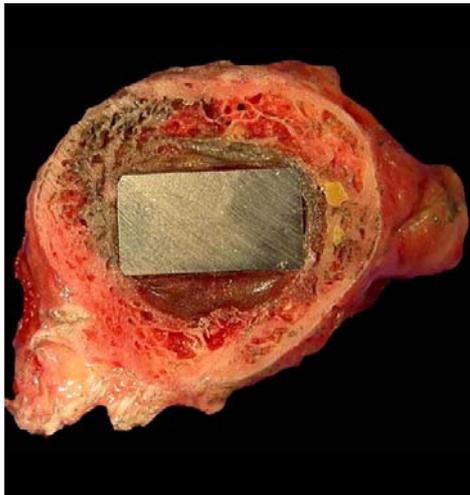
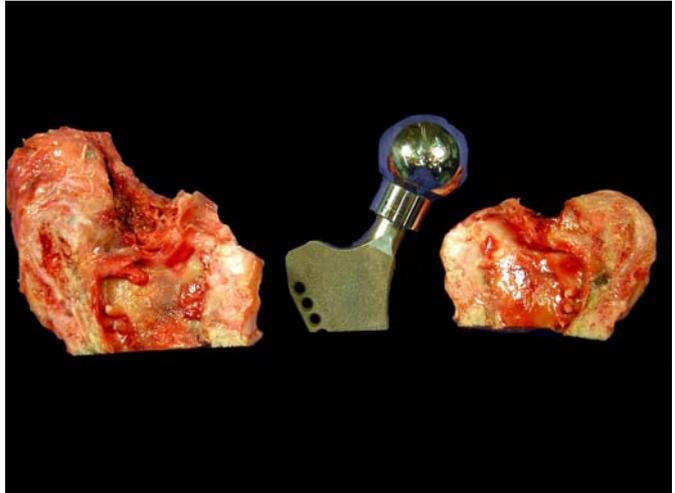
TEP - Nummer: 201		
Modell: ZWEYMÜLLER		Hersteller: ALLOPRO
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
89	30,3	bettlägerig
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	10,31	2,52



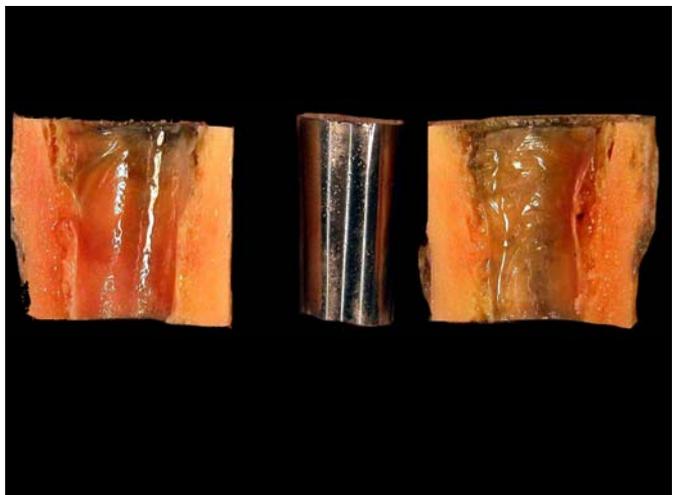
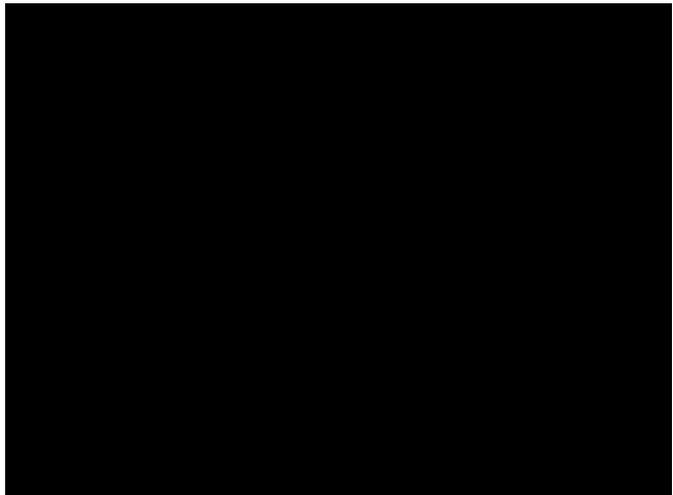
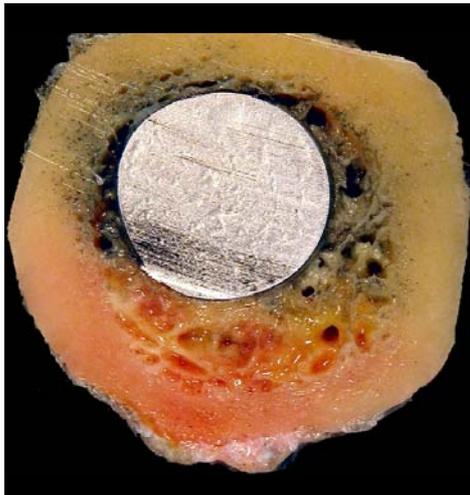
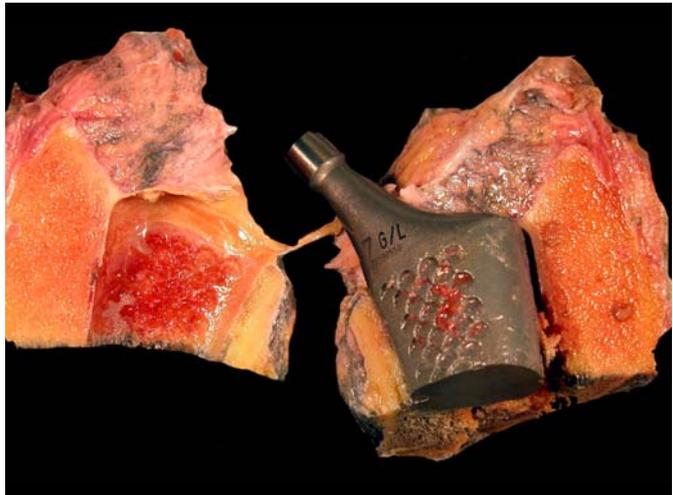
TEP - Nummer: 214		
Modell: ZWEYMÜLLER		Hersteller: ALLOPRO
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
63	35,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
4	23,66	0,38



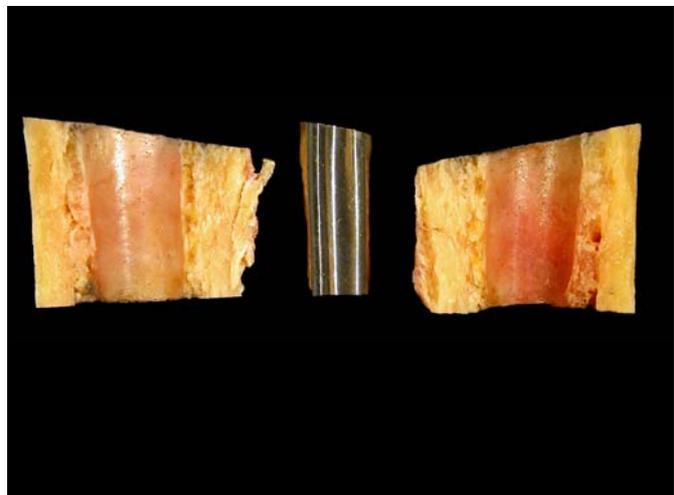
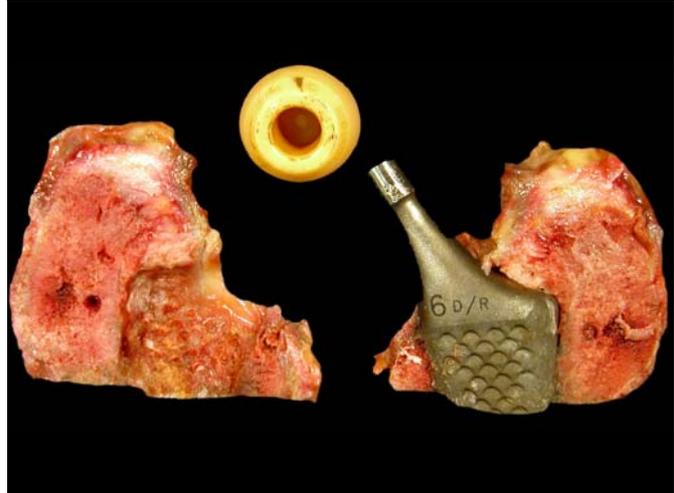
TEP - Nummer: 215		
Modell: ZWEYMÜLLER		Hersteller: ALLOPRO
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
83	22,0	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	18,97	1



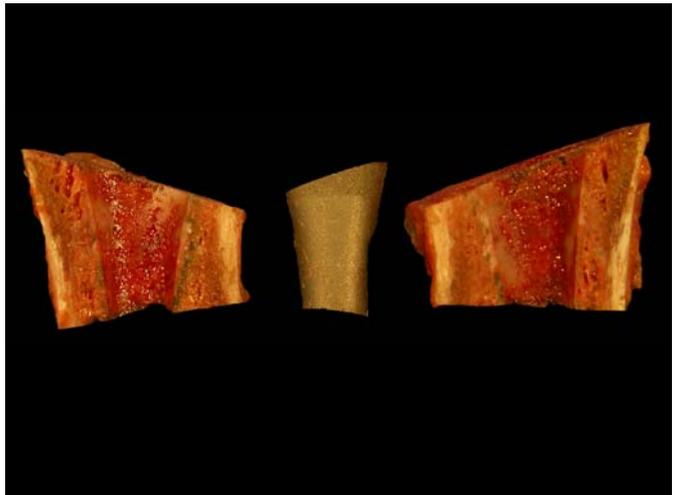
TEP - Nummer: 015		
Modell: ABG - HS		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
85	26,4	mit Hilfsmittel
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
4	-	-



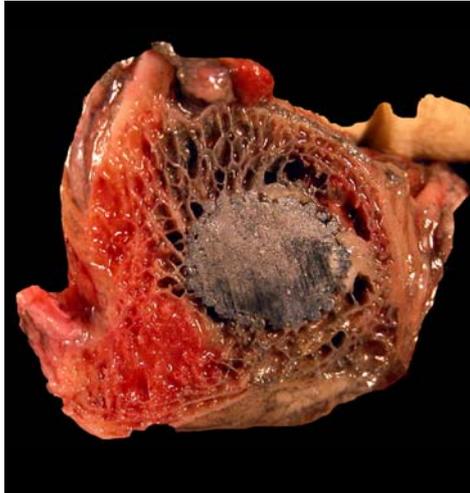
TEP - Nummer: 160		
Modell: ABG - HS		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
64	23,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	7,31	13,24



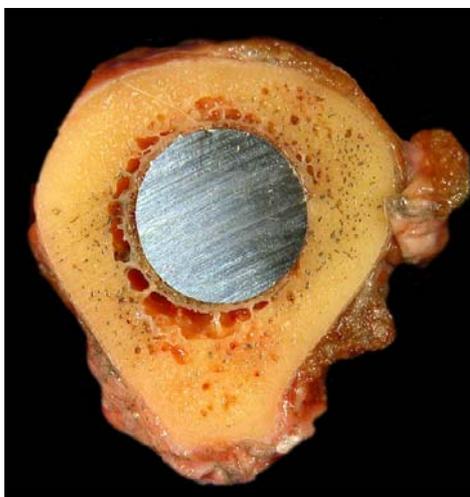
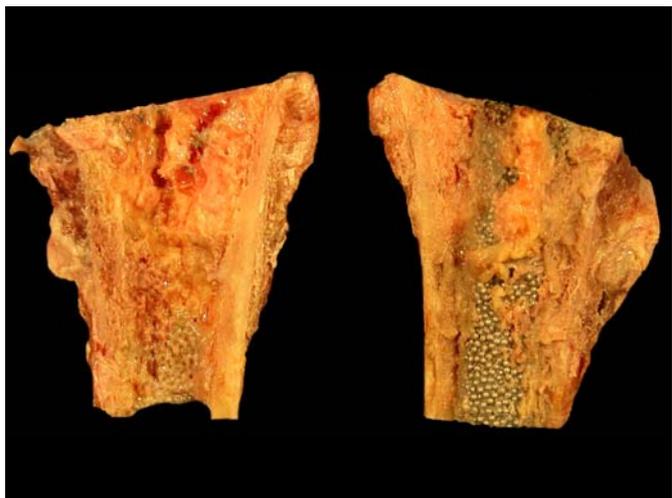
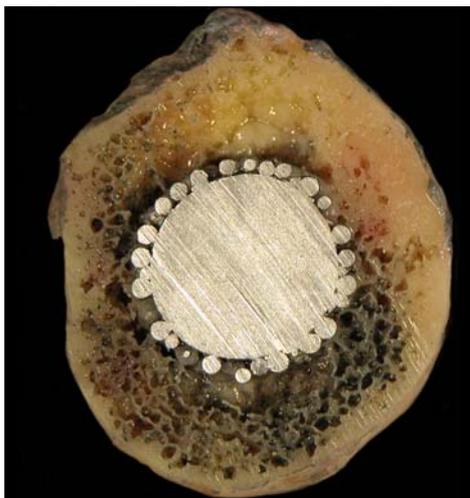
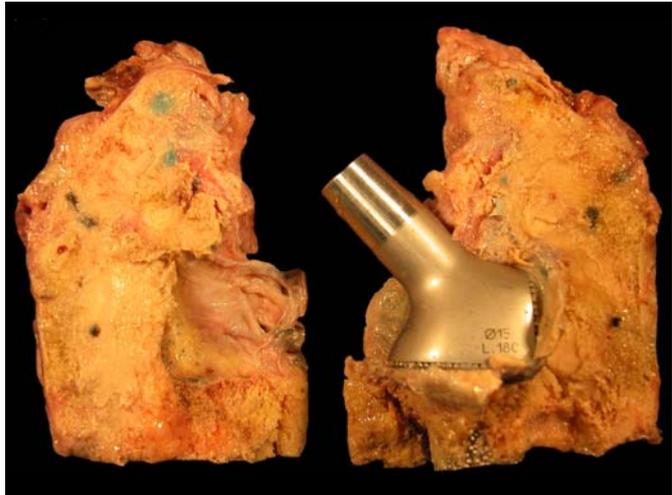
TEP - Nummer: 220		
Modell: ABG - HS		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
64	24,4	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	14,27	1,65



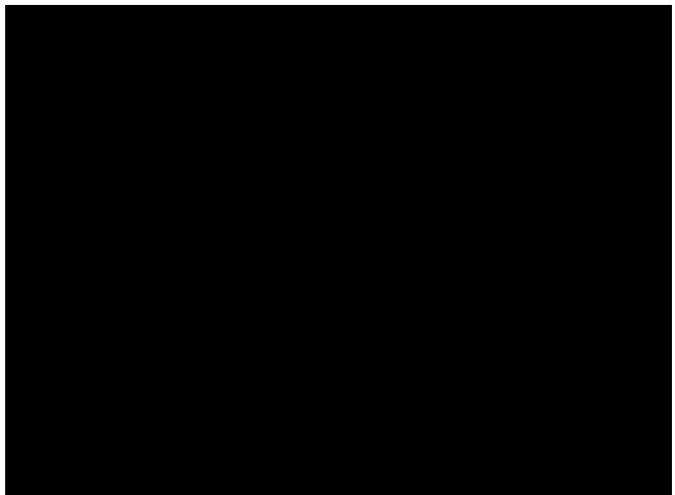
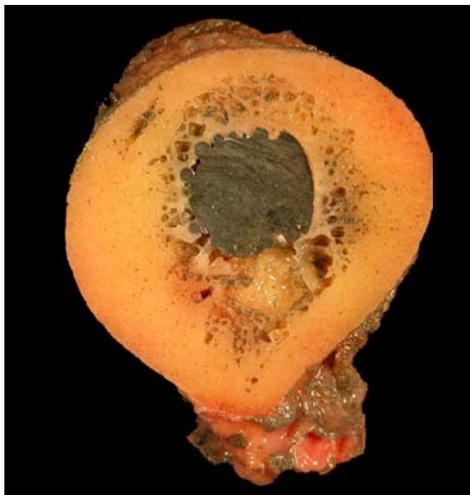
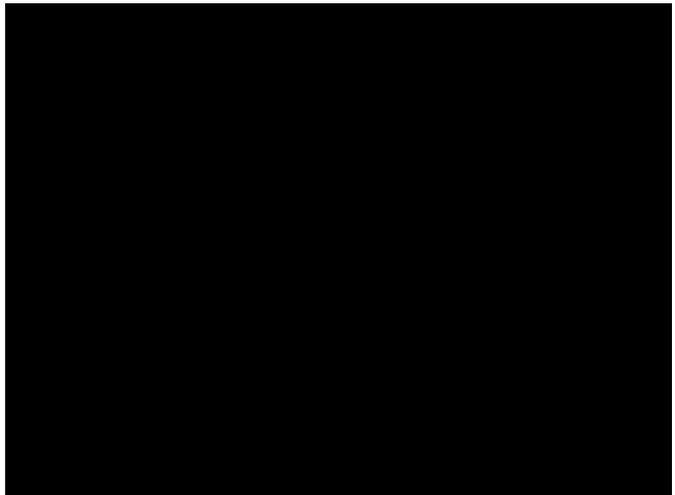
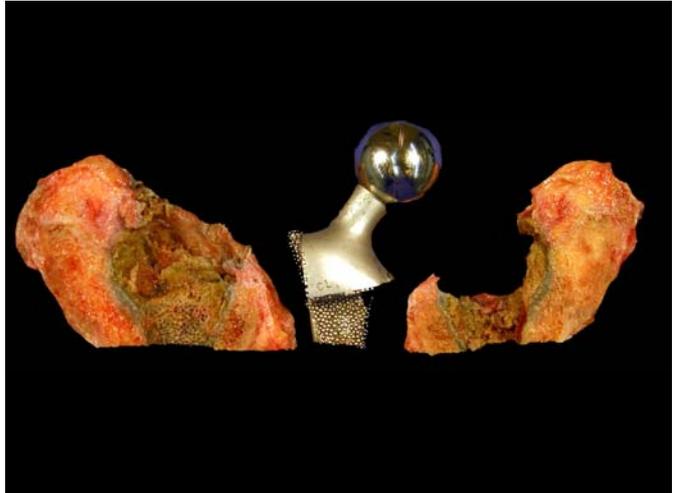
TEP - Nummer: 103		
Modell: MADREPORIQUE		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
79	27,0	bettlägerig
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
28	12,17	1,49



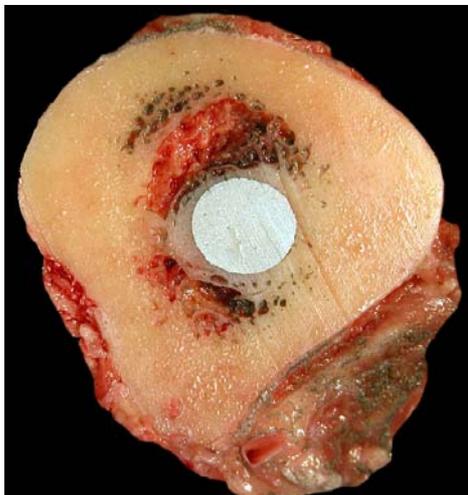
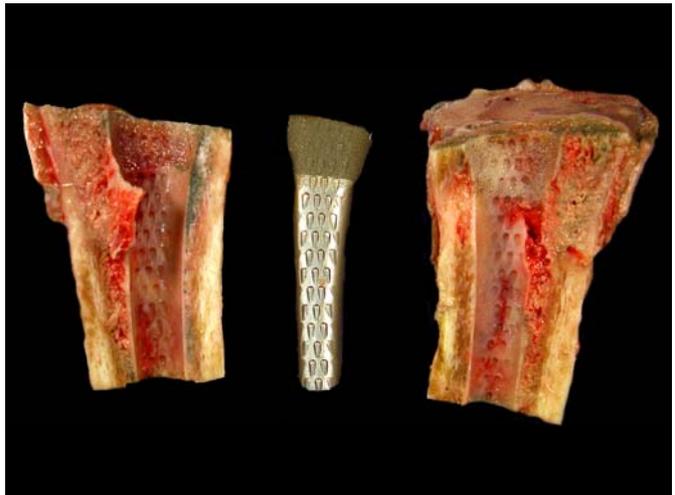
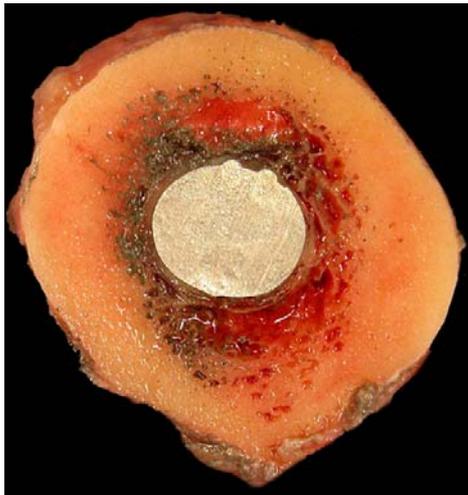
TEP - Nummer: 147		
Modell: MADREPORIQUE		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
91	23,6	k.A.
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
k.A.	9,65	2,59



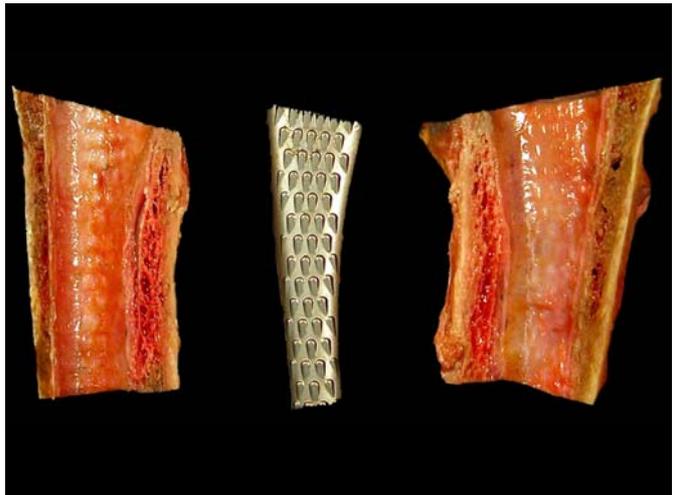
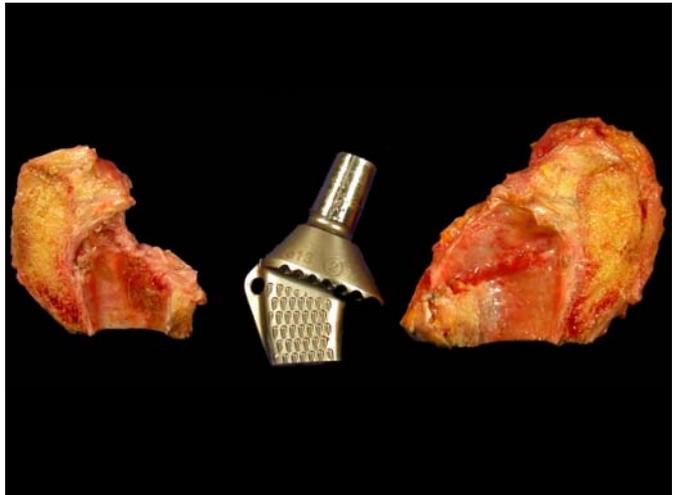
TEP - Nummer: 165		
Modell: MADREPORIQUE		Hersteller: HOWMEDICA
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
72	22,6	partiell
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
< 1	17,41	1,11



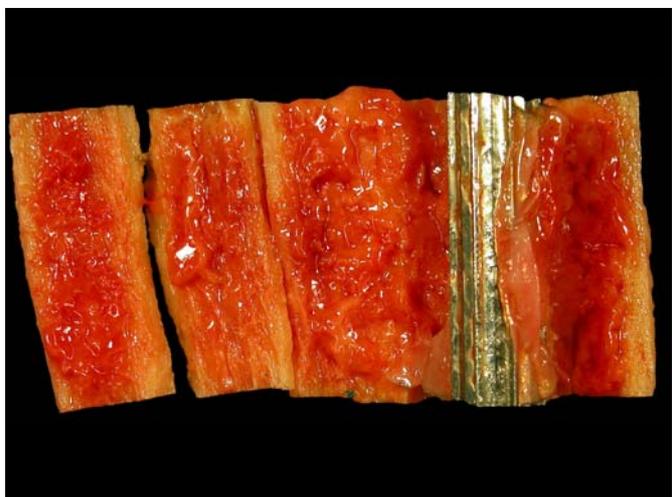
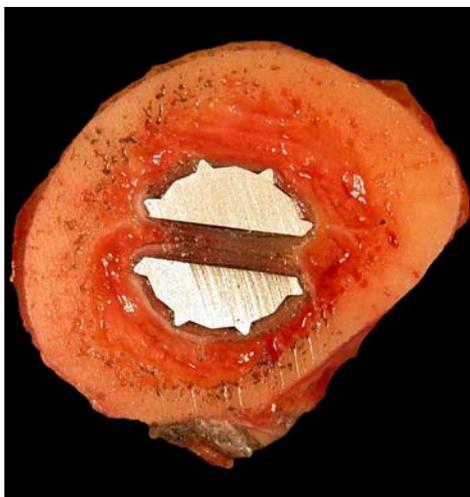
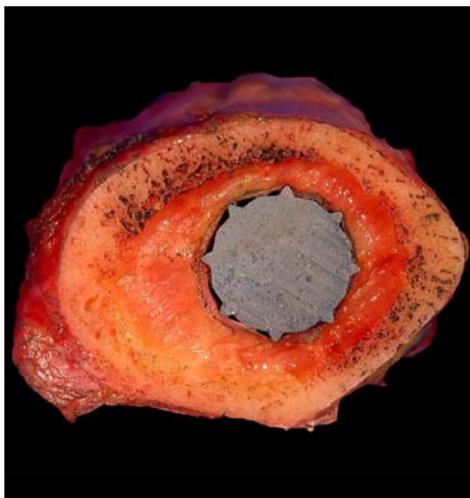
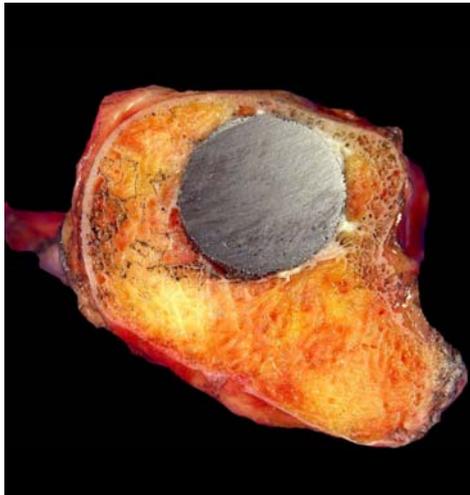
TEP - Nummer: 157		
Modell: HP PM		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
70	29,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
13	8,25	2,37



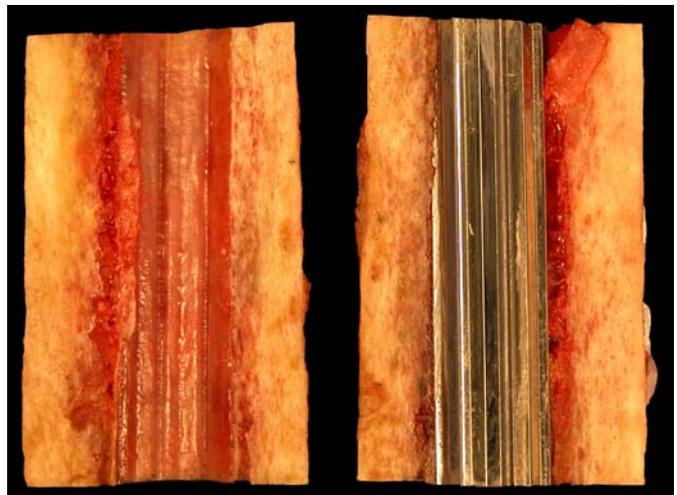
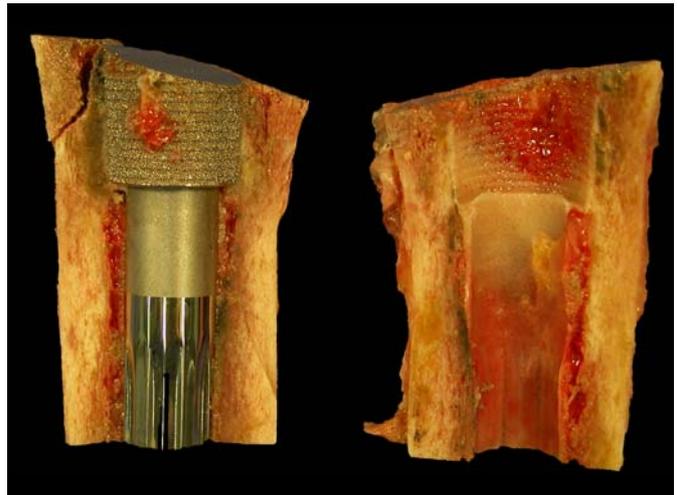
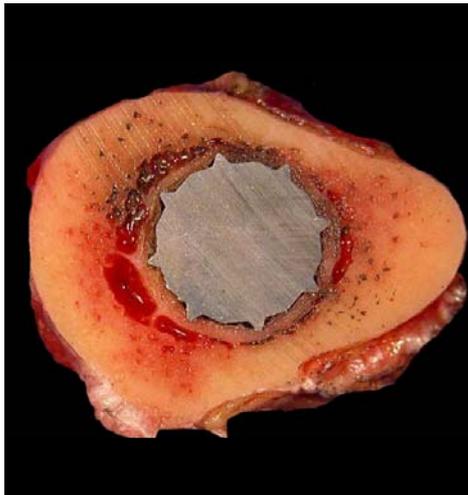
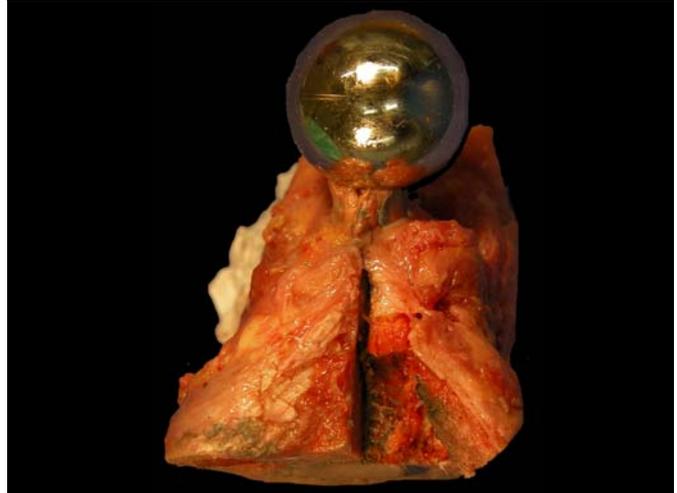
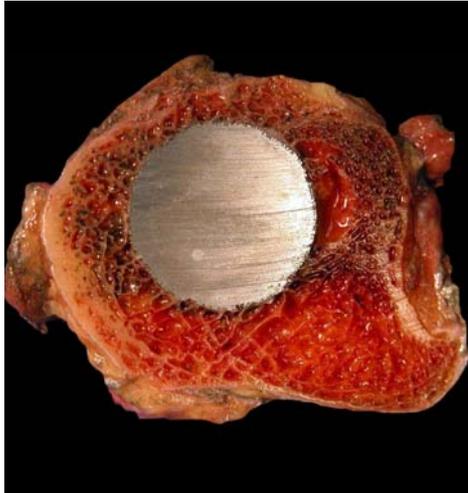
TEP - Nummer: 204		
Modell: HP PM		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
94	23,9	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
15	6,92	3,07



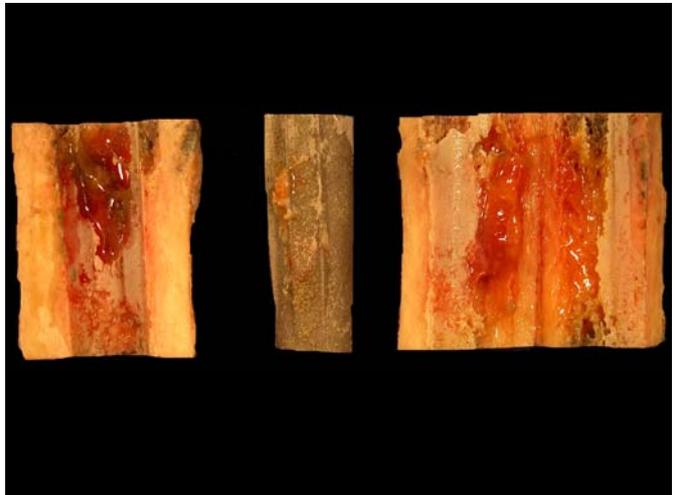
TEP - Nummer: 211		
Modell: S - ROM		Hersteller: DE PUY
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
77	25,6	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
21	7,28	2,29



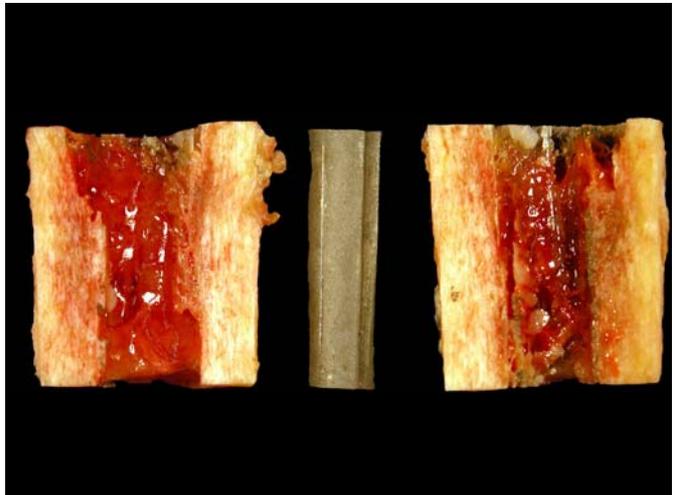
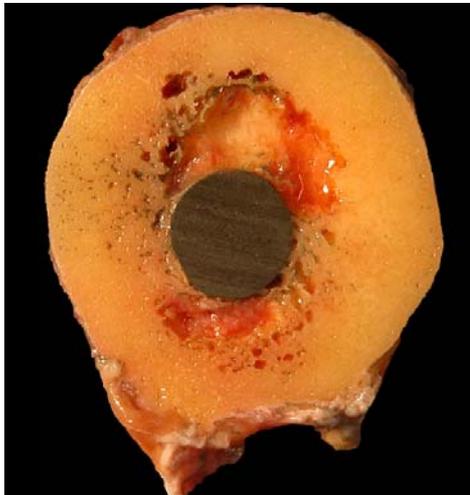
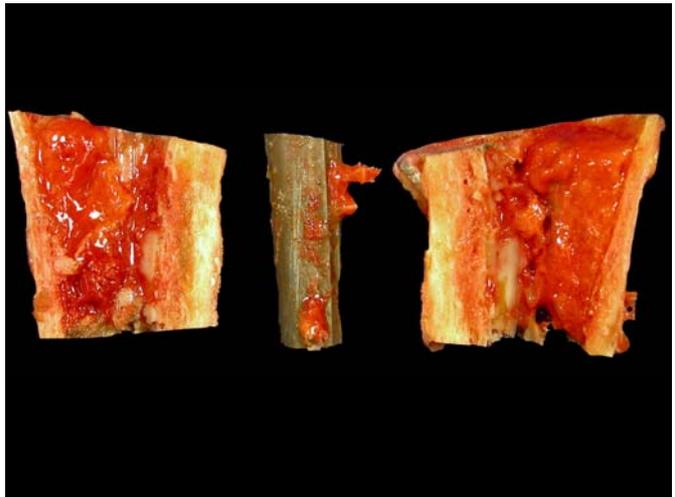
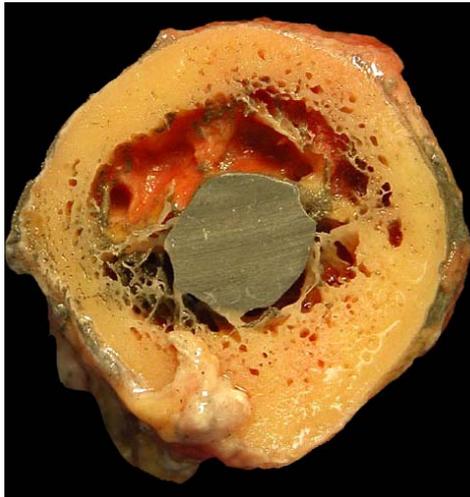
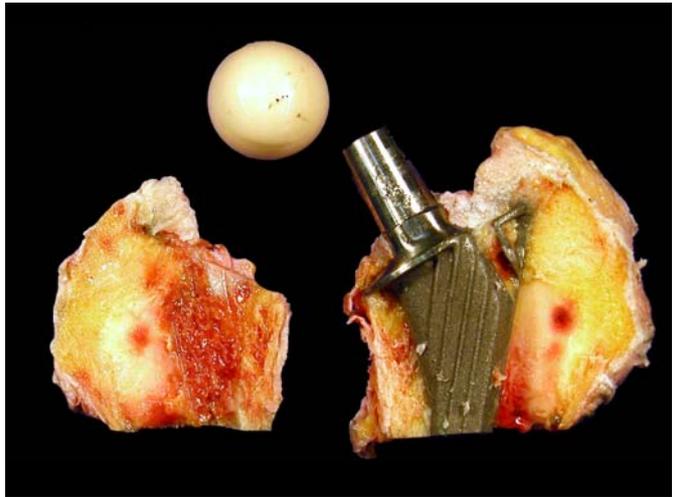
TEP - Nummer: 224		
Modell: S - ROM		Hersteller: DE PUY
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
75	29,3	partiell
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
8	25,12	- 0,07



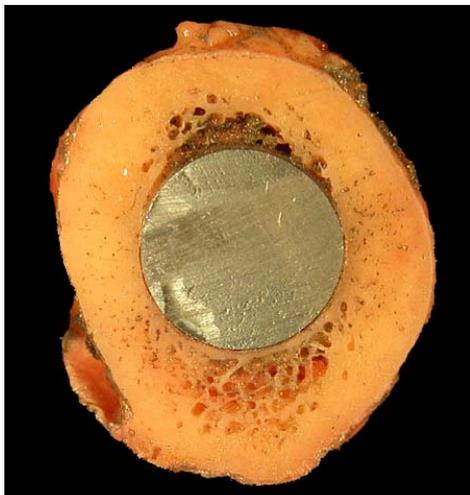
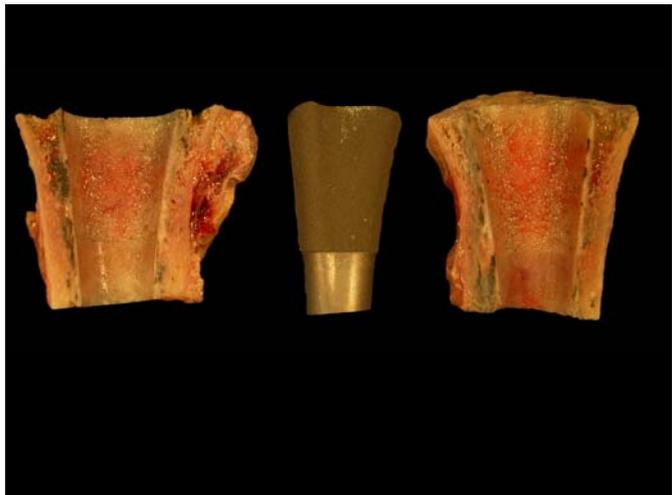
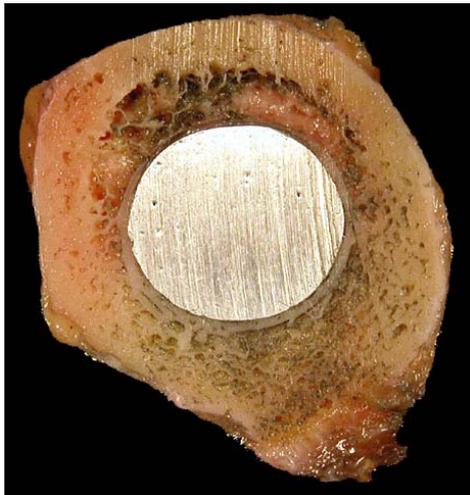
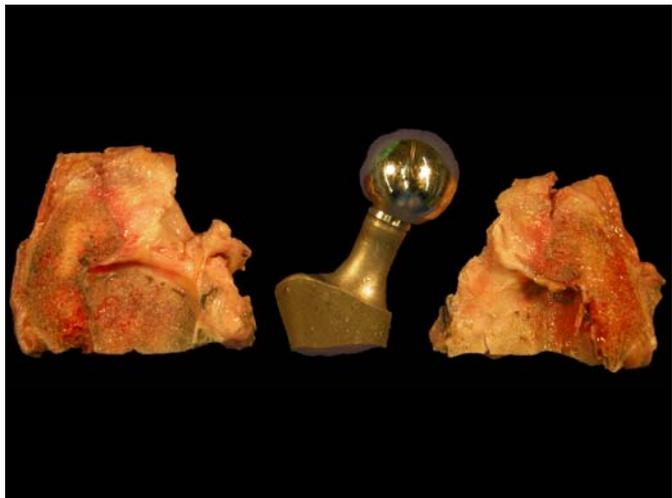
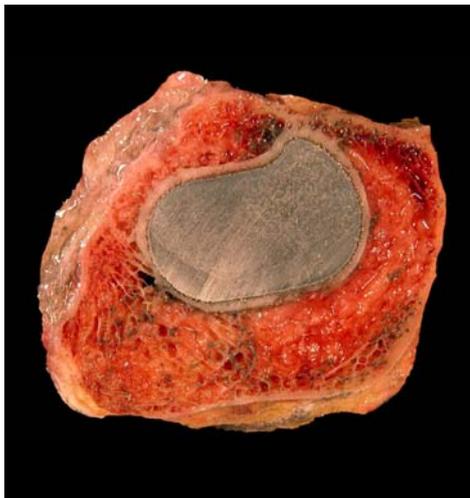
TEP - Nummer: 268		
Modell: FLÄCHENADAPTIONS - HPS SUPRAKONITAN		Hersteller: ORTHOPLANT
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
59	23,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
13	10,92	3,27



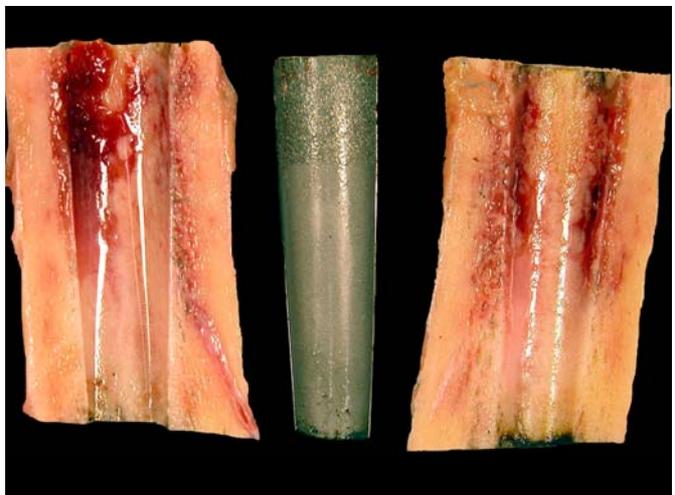
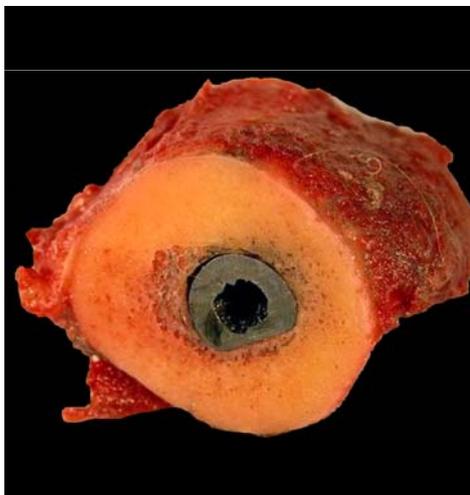
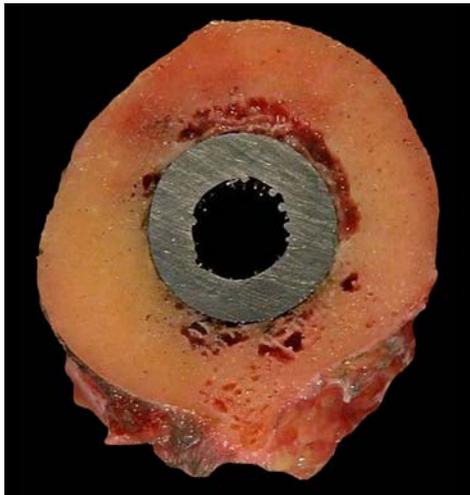
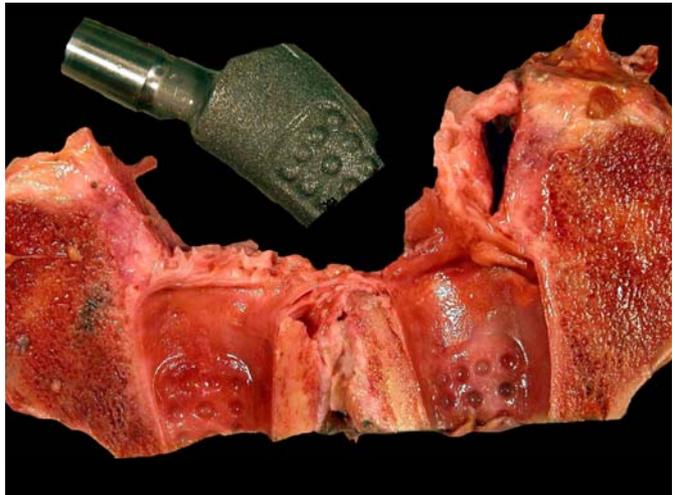
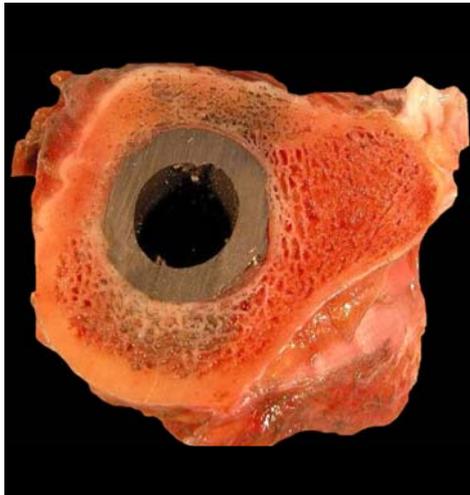
TEP - Nummer: 269		
Modell: FLÄCHENADAPTIONS - HPS SUPRAKONITAN		Hersteller: ORTHOPLANT
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
59	23,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
8	12,93	2,84



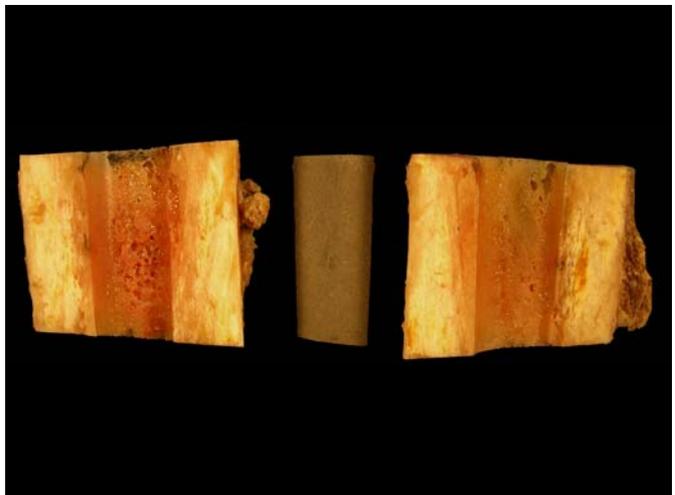
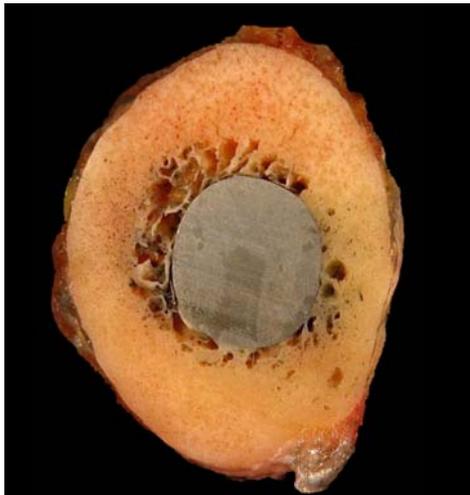
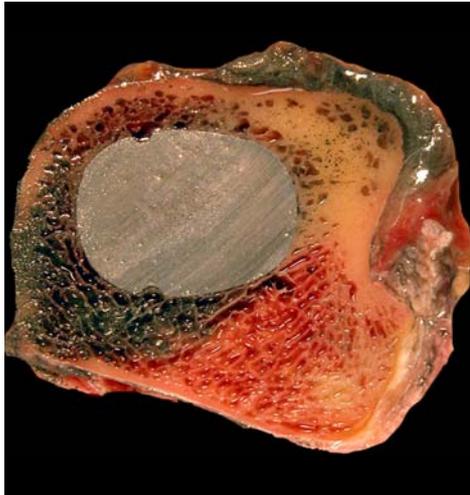
TEP - Nummer: 162		
Modell: ANTEGA		Hersteller: AESCULAP
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
81	28,0	k.A.
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
k.A.	7,00	3,43



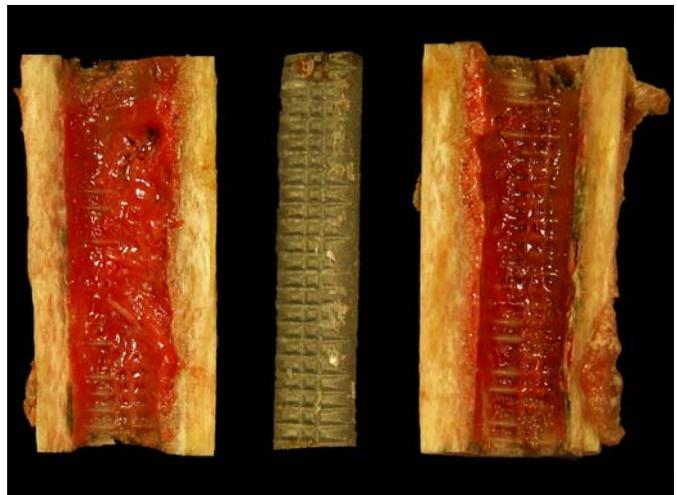
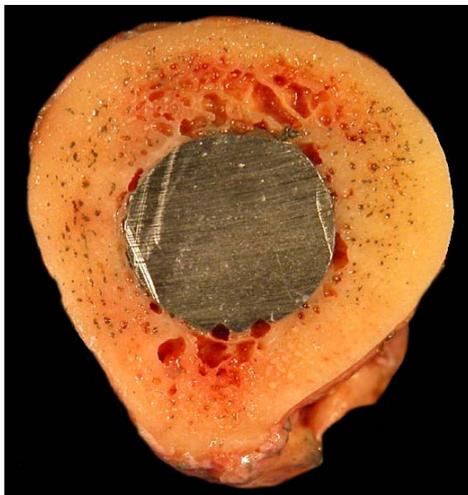
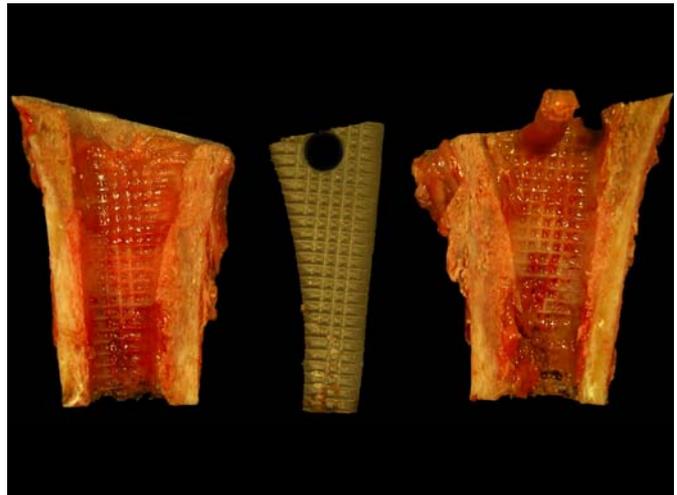
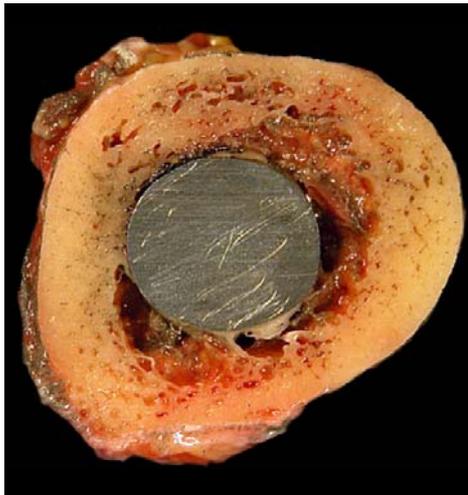
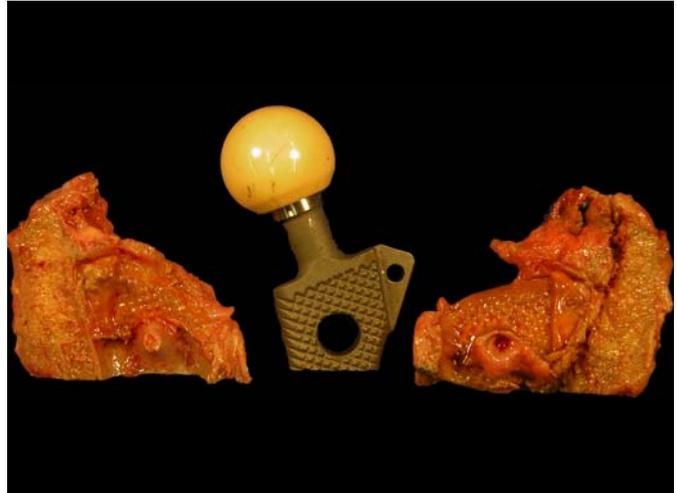
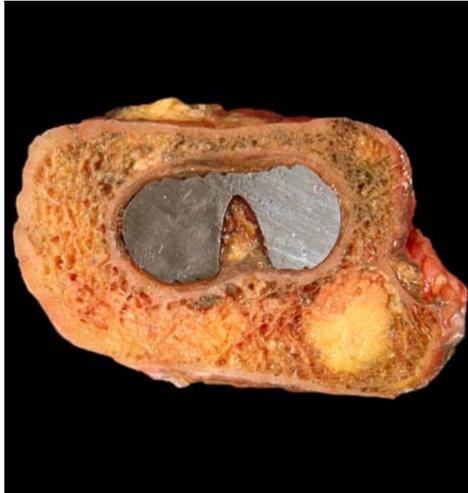
TEP - Nummer: 25		
Modell: CENOS - HOHLSCHAFT		Hersteller: ARTOS
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
86	24	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
28	8,82	3,33



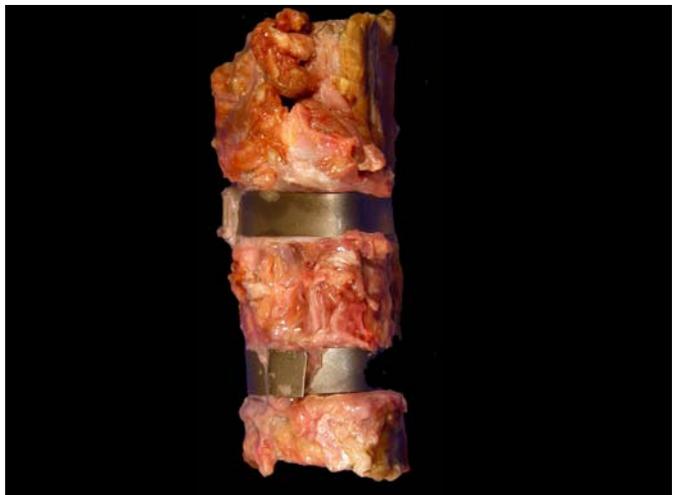
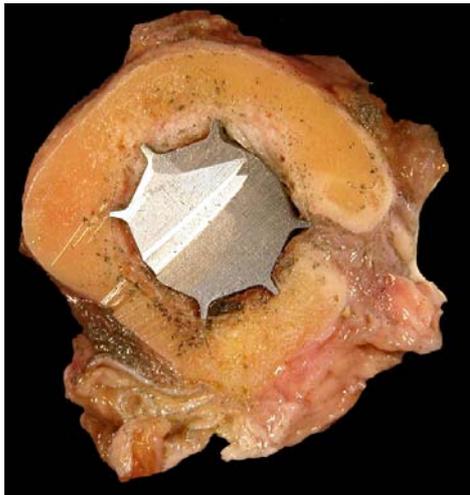
TEP - Nummer: 108		
Modell: ANCA - FIT		Hersteller: CREMASCOLI
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
72	29,7	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
3	27,38	0,02



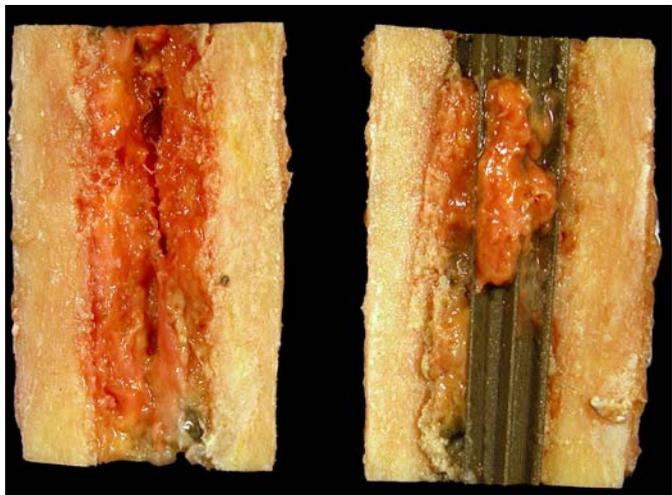
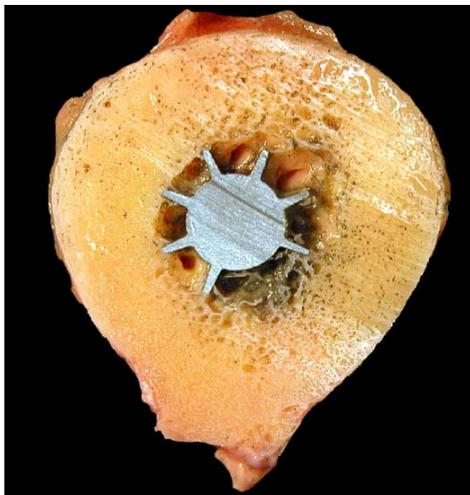
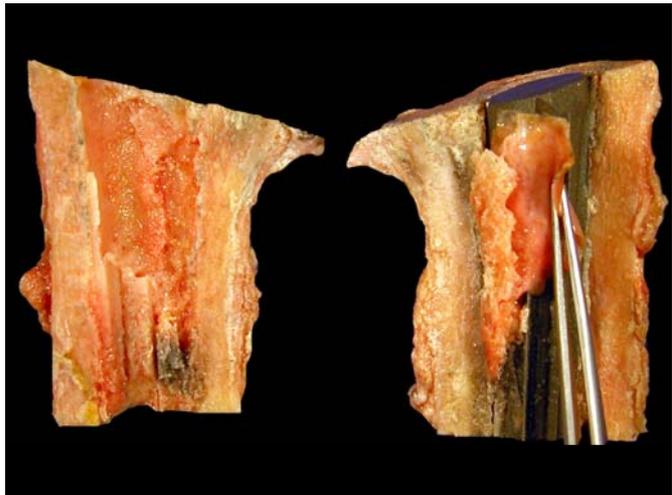
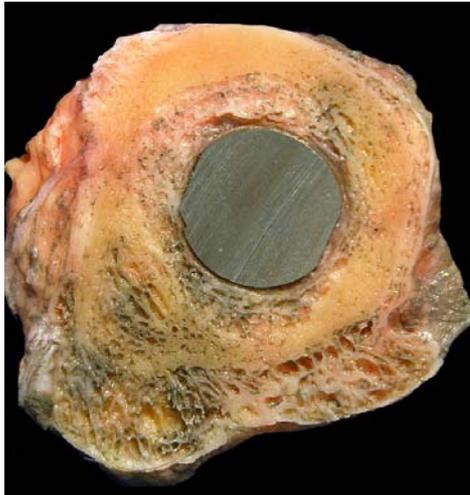
TEP - Nummer: 132		
Modell: MECROBLOC		Hersteller: MECRON
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
68	27,3	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
7	8,74	2,94



TEP - Nummer: 200		
Modell: MRP - TITAN		Hersteller: PETER BREHM
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
87	22,0	partiell
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
2	7,18	3,25



TEP - Nummer: 234		
Modell: SL - REVISIONSSCHAFT		Hersteller: PROTEK
Patientenalter [a]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Mobilität
75	24,8	aktiv
Verweildauer [a]	BV/TV	TBPF
5	12,07	2,25



## Anhang B

### Zusammenfassende Charakterisierung des Implantateinwachsverhaltens aller TEP

#### ESKA

Insgesamt herausragend fester Knochenanwuchs (entsprechend der, im Querschnitt betrachtet, als sonnenförmig imponierender Prothesenstruktur) bei ausgeprägter Verzahnung von umgebendem Gewebe und Strukturelementen des Implantates. Exemplarisch bzw. stichprobenartig (bereits im Rahmen von Vorversuchsproben) durchgeführte Versuche diesen Prothesentyp aus dem Schaft herauszulösen verliefen erfolglos – eine Entfernung des Implantates war nicht bzw. nur unter grübster Knochenzerstörung und größtem Kraftaufwand möglich. Es wurde daher mehrheitlich nach analysierender Beurteilung der Querschnittfläche auf eine Längsschnittlegung verzichtet. Bei einigen Modellen findet sich distal keine grobe Strukturierung der Prothesenoberfläche – dort zeigt sich in diesen Fällen eine zirkuläre Neokortikalis mit Pseudomembranbildung.

- TEP 127

#### *Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk, abschnittsweise von reichlich festem Bindegewebe (Fett, Mark) überlagert. Auffallend dünnschichtige Kortikalis. Keine Spalten oder Hohlräume.

Intermediär und distal: Sehr dichtes, abschnittsweise nahezu flächig konfluierendes Trabekelwerk, vereinzelte kleine Neokortikalisareale zwischen bzw. an den Strukturelementen. Einzelne kleine blasenartige Hohlräume.

- TEP 129

#### *Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk, ausgefüllt von festem Mark und Fett bzw. Bindegewebe.

Intermediär: Mäßig dichtes Trabekelwerk, zwischen den Strukturelementen der Prothese abschnittsweise dickschichtige Neokortikalis, die z.T. in Knochenbrücken übergeht – ausgesprochen enge, nahezu hohlraumfreie Verzahnung von Implantat und Knochenbett. Anterior größere, von festem Weichgewebe ausgefüllte Mark- bzw. Spongiosahöhle. Schmale Kortikalis.

Distal: Überwiegend dichtes Trabekelwerk an das Implantat herangewachsen (außen-  
seitig mutmaßlich mit abgrenzbarer Knochenbrücke). Anterior kleinere, ausgefüllte  
Markhöhle.

- TEP 216

*Querschnitte:*

Proximal: Mäßig dichtes, lückenlos von festem Bindegewebe (Mark, Fett) ausgefülltes  
Trabekelwerk zwischen Implantat und dünn-schichtiger Kortikalis.

Intermediär: Dichtes, nahezu hohlraumfreies Trabekelwerk. Abschnittsweise dick-  
schichtige Neokortikalis zwischen und an den Strukturelementen.

Distal: Dickschichtige, nahezu zirkuläre Neokortikalisbildung zwischen den  
Strukturelementen. Wie intermediäres Segment.

- TEP 246

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat nicht herauslösbar, Schaftgewebe nicht abtrennbar (mehrfache  
Schaftrisse). Implantatbett bleibt dickschichtig – unter Eröffnung des Trabekelwerkes –  
an Prothese haften. Im proximalen, an den Prothesenhals angrenzenden Bereich glatte,  
bindegewebig umscheidete Prothesenoberfläche (vgl. Abb. 64).

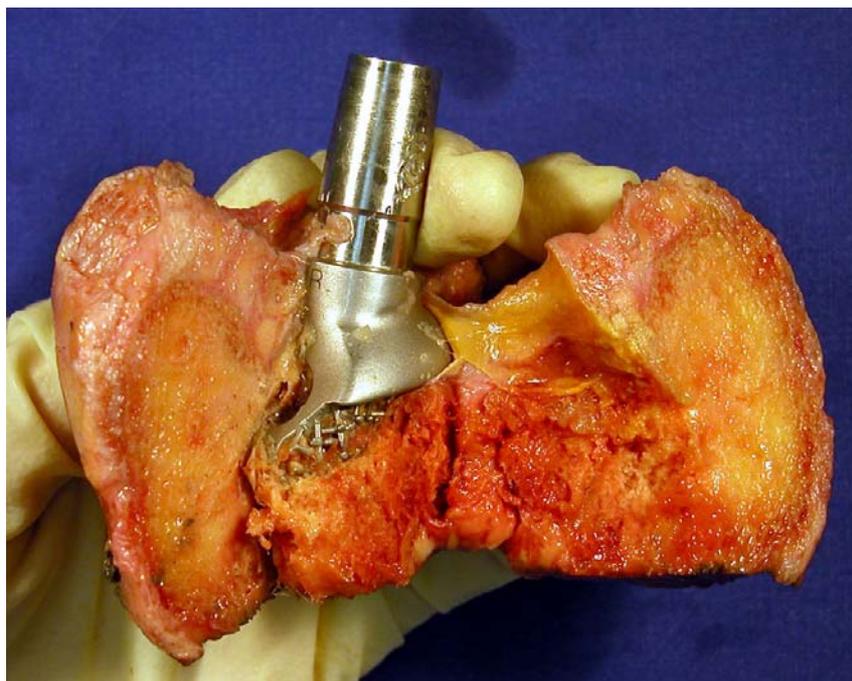


Abb. 64: TEP 246, proximales Segment

Intermediär/Distal: Keine Längsschnittlegung erfolgt.

*Querschnitte:*

Proximal: Mäßig dichtes, von Bindegewebe ausgefülltes Trabekelwerk. Zweiter trochanterähnlicher, innenseitiger Schaftausläufer.

Intermediär: Unterschiedliche dicke Neokortikalis zwischen und an den Strukturelementen, innenseitig mit Kortikalis in Verbindung stehend. Außenseitig an Implantat angrenzende Markhöhle.

Distal: Prothesenoberfläche glatt, ohne Strukturelemente. Zirkuläre dickschichtige Neokortikalis, peripher dichtes Trabekelwerk – abgesehen von einer anterior gelegenen, von vereinzelt Trabekelbrücken durchzogenen Markhöhle.

- TEP 254

*Querschnitte:*

Proximal: Mäßig dichtes Trabekelwerk. Außenseitig bzw. trochanternah große, von Fett (feste Konsistenz) ausgefüllte, an das Implantat angrenzende Hohlraumbildung – Neokortikalis zwischen und an den Strukturelementen, teils mit Kontakt zur Kortikalis.

Intermediär: Anterior große Mark- bzw. Spongiosahöhle. Reichlich Neokortikalis zwischen und an den Strukturelementen mit flächenhaftem seitlichen Kortikaliskontakt.

Distal: Prothesenoberfläche glatt. Zirkuläre Neokortikalisbildung. Anterior und außenseitig große, von weichem Mark gefüllte Hohlraumbildung. Innenseitig Neokortikalis mit Kortikalis verschmelzend, posterior Trabekelwerk dazwischen.

- TEP 255

*Querschnitte:*

Proximal: Mäßig dichtes, kaum bindegewebig ausgefülltes, spröde erscheinendes Trabekelwerk an die Prothese herangewachsen, abschnittsweise, insbesondere seitlich, auch Neokortikalis zwischen und an den Strukturelementen. Trochanternah große Fett- bzw. Markhöhle. Anterior peripher gelegene, bogenförmige, neokortikalisverdächtige Struktur im Trabekelwerk.

Intermediär: Dickschichtige zirkuläre Neokortikalis an und zwischen den Strukturelementen, innenseitig mit großflächigem Kontakt zur Kortikalis. Spärliches Trabekelwerk bzw. einzelne Knochenbrücken zwischen neuer und ursprünglicher Kortikalis.

Distal: Rundes Prothesensegment mit glatter Oberfläche und zirkulärer – teils zweireihig erscheinender – Neokortikalisbildung. Neokortikalis über wenige Trabekelzüge mit Kortikalis verbunden, dazwischen weiches Mark bzw. Bindegewebe.

## BIKONTAKT

Dieser Prothesentyp folgt der Implantationsphilosophie der Hüft-TEP – proximal und anteilig auch im intermediären Abschnitt findet sich eine fein-raue Oberfläche, die der umgebenden Knochenstruktur ein gutes Anwachsen ermöglicht, somit zugleich eine proximale Fixierung bzw. Krafteinleitung; im intermediären und distalen Bereich ist bei glatter, matter Implantatoberfläche stets eine pseudomembranöse Umscheidung zu beobachten, mit einer entsprechend geringerer Festigkeit.

- TEP 2

### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter größerem Kraftaufwand herauslösbar. Implantatbett oberflächlich – der Prothesenstruktur entsprechend – aufgeraut, gering am Implantat haften bleibend. Schwärzliche Antragungen auf Schnittfläche – fraglich eingespülte Sägespäne.

Intermediär: Im oberen Bereich wie proximales Segment. Landkartenartige, weißliche, glatte Neokortikalisabschnitte sowie pseudomembranös überzogen und eingesunken erscheinende Areale.

Distal: Leicht herauslösbar. Glatte, glänzende Grenzschicht (wie angrenzender intermediärer Bereich).

### *Querschnitte:*

Proximal: Zirkuläre Neokortikalis, dichtes Trabekelwerk (anterior etwas dünnschichtiger).

Intermediär: Anterior und posterior jeweils eine große Markhöhle.

Distal: Anterior sehr große Markhöhle. Dünnschichtige pseudomembranöse Umhüllung sowie nahezu zirkuläre Neokortikalis. Implantat dezentral.

- TEP 213

### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter größter Kraftaufwendung herauslösbar, reichlich festes Gewebe bleibt am Implantat haften. Schwärzliches Material im Implantatbett.

Intermediär: Unter mäßig intensiver Kraftaufwendung herauslösbar. Im oberen Bereich wie proximales Segment. Implantatbett, trotz glatter Prothesenoberfläche, unregelmäßig, stellenweise aufgeraut erscheinend, von weißlichen, flächenhaften, festen Arealen durchsetzt.

Distal: Unter geringer Kraftaufwendung herauslösbar. Ähnlich wie angrenzendes intermediäres Segment.

*Querschnitte:*

Proximal: Schwer zu beurteilen, da Interface bei Längsschnittlegung und Implantatherauslösung beschädigt wurde (fotografische Dokumentation nach Längsschnittlegung erfolgt).

Intermediär: Anterior und posterior reichlich weiches Mark, keine Neokortikalis erkennbar (fraglich zerstört – wie proximales Segment).

Distal: Implantat dezentral. Anterior große Markhöhle. Posterior direkter Kortikaliskontakt. Keine neokortikale Umhüllung – grobsichtig – abgrenzbar.

- TEP 223

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar. Aufgerautes, neokortikales Implantatbett – wenig, v.a. weiches Mark bleibt an der Prothese haften.

Intermediär: Unter mäßig intensiver Kraftaufwendung herauslösbar. Im oberen Bereich wie proximales Segment – jedoch Implantat ohne anhaftende Gewebsreste. Flächenhafte weißliche Neokortikalis, nur wenige landkartenartig ausgesparte Areale.

Distal: Unter geringer Kraft herauslösbar. Zirkuläre Neokortikalis um das Implantat – jedoch mit pseudomembranöser Zwischenschicht. Bei glatter Prothesenoberfläche erscheint Implantatbett unruhig bzw. leicht uneben. Zwischen Neokortikalis und nach peripher anschließender Kortikalis- und Trabekelzone eine dickere Bindegewebsschicht bzw. ein Trabekelspalt mit auswischbarem Material.

*Querschnitte:*

Proximal: Zirkulär von Neokortikalis umgeben (anterior etwas spärlicher). Anterior und posterior Trabekelwerk weniger dicht als zu den Seiten hin.

Intermediär: Zirkuläre, anterior und posterior abschnittsweise spärliche Neokortikalis, teils mit zwischengelagerter Bindegewebsschicht. Innenseitig hat Neokortikalis Kontakt zur Kortikalis, im Übrigen ist sie von Mark bzw. einer Markhöhle umgeben.

Distal: Dickschichtige zirkuläre Neokortikalis. Anterior Bindegewebschicht (nicht nur Pseudomembran) zwischen Implantat und Neokortikalis. Anterior größere Markhöhle, posterior und innenseitig gehen Neokortikalis und Kortikalis teils ineinander über.

- TEP 233

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat nicht herauslösbar (keine Längsschnittlegung erfolgt) – von Cerclagen umgeben.

Intermediär: Prothese unter stärkerer Kraftaufwendung herauslösbar – jedoch nur eine Schafthälfte ablösbar, bei flächenhafter Implantatbettbeschädigung. Reichlich weiches Mark, Trabekelwerk und Pseudomembranabschnitte proximal am Implantat haftend. Distaler Anteil – entsprechend der Prothesenstruktur – deutlich sauberer, Pseudomembran hier abklappbar (vgl. Abb. 62, Kap. 4.3.1). Knochen scheint insgesamt porös, mit viel weichem Mark und „Knick“ im mittleren Abschnitt (Cerclagen).

Distal: Eher leicht herauslösbar – wenig Trabekelwerk und vermehrt Mark am Implantat haftend. Implantatbett insgesamt strukturlos, aus reichlich weichem Mark, mit abschnittsweise erkennbaren Pseudomembranabschnitten.

*Querschnitte:*

Proximal: Zumeist dichtes Trabekelwerk, teils flächenhaft in Neokortikalis übergehend – posterior und innenseitig weiches Bindegewebe bzw. Mark mit spärlichem Trabekelwerk grenzflächig angrenzend. Markhöhle im posterioren Bereich peripher scheinbar von Neokortikalis begrenzt.

Intermediär: Trabekelwerk bzw. einzelne Knochenbrücken an Eckbereiche der Prothese herangewachsen. An den Seitenflächen und posterior von weichem Mark gefüllte Hohlräume. Anterior mutmaßlicher, vorbestehender Bruchbereich mit verdünnter, leicht nach außen versetzter Kortikalis.

Distal: Neokortikalisbildung insbesondere entlang der eingebrachten Schraube. Vereinzelt Knochenbrücken, von Kortikalis bzw. Trabekelwerk ausgehend, durch weiches Mark bis an Prothese heran verlaufend.

- TEP 273

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat unter größter Kraftaufwendung herauslösbar – nur eine Schafthälfte abzulösen, posterior angrenzende Implantatbettschicht bleibt großflächig, unterschiedlich dickschichtig an der Prothese haften.

Intermediär: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – proximal Trabekelwerk und weiches Mark am Implantat haftend; distal bricht beim Mobilisieren des Implantates unter Zuhilfenahme eines kleinen Meißels ein Schaftstück komplett heraus. Korrespondierend zur glatten Prothesenstruktur flächenhafte weißliche Neokortikalsareale.

Distal: Leicht herauslösbar. Zirkuläre feine Pseudomembran (stellenweise grobsichtig oberflächlich aufgefältelt) zwischen Implantat und umgebender Neokortikalis.

*Querschnitte:*

Proximal: Zirkuläre Neokortikalis und dichtes herangewachsenes Trabekelwerk. Implantat dezentral (nur wenige Millimeter Abstand zur vorderseitigen Kortikalis). Anterior eine kleine, posterior eine größere Markhöhle.

Intermediär: Zu etwa zwei Dritteln von Neokortikalis (dickschichtig, teils durch Knochenbrücken mit Kortikalis in Verbindung) umwachsen. Kein dichtes Trabekelwerk. Implantat, abgesehen von Knochenbrücken, fast nur von Mark bzw. Markhöhle umgeben. Implantat nahezu mittig im Schaft.

Distal: Anterior und angrenzend außenseitig eine große Markhöhle – hier die umgebende Neokortikalis dünnschichtiger als im Übrigen; posterior und innenseitig Neokortikalis und Kortikalis großflächig ineinander übergehend. Implantat dezentral.

**CALCARBLOC**

Diese Modelle zeigen durchgängig ein sehr gutes Abdruckverhalten, d.h. die Oberflächenstruktur des Implantates wird weitgehend von anwachsendem Gewebe übernommen. Auffallend ist hierbei jedoch, dass die Reliefeinlassungen – mutmaßlich im Sinne von ursprünglichen Zementtaschen – nicht von Weichgewebe o.ä. ausgefüllt werden. Hierdurch treten regelmäßig Spalten auf und die in diesen Bereichen aufgebrachtene Kugeln weisen zumeist keinerlei Anwuchs auf, wodurch dort das im Übrigen greifende Prinzip des „form fit“ durch Verzahnung der oberflächlichen Prothesenstruktur mit dem das Implantatbett bildenden Bindegewebe fehlt.

- TEP 12

*Längsschnitte:*

Proximal: Pseudomembranöse Umscheidung, glänzendes Implantatbett mit ausgeprägtem Abdruck der Prothesenstruktur.

Intermediär: Wie proximales Segment. Schaftbruch. Knochen erscheint spröde bzw. porös.

Distal: Wie proximales Segment.

*Querschnitte:*

Proximal: Ungewöhnlich rund (flacher Trochanter), annähernd zirkuläre Neokortikalis – jedoch zwischen Implantat und Neokortikalis zumeist millimeterdicke Bindegewebsschicht.

Intermediär: Implantat deutlich dezentral. Teils Kontakt von Prothese und Kortikalis (lediglich Pseudomembran dazwischen), teils wiederum dickere Bindegewebsschicht zwischen Implantat und Neokortikalis.

Distal: Extrem dezentrale Implantateinbringung (fraglich alte Schaftsprennung).

- TEP 122

*Längsschnitte:*

Proximal: „Bunte“ bzw. fraglich entartete Knochenstruktur. Knochen stark brüchig, zerbricht in mehrere Teile beim Herauslösen, geringe Implantatbettbeschädigung (mit an Prothese haftenden Gewebsresten). Fragliche Einblutung.

Intermediär: Implantatbett glatt, glänzend, mit deutlichem Prothesenstrukturabdruck. Weißliche herdförmige Gewebsveränderungen unklarer Genese.

Distal: Implantatbett glatt, glänzend.

*Querschnitte:*

Proximal: Unruhig hinsichtlich der Gewebsbeschaffenheit. Teils pseudomembranöse, teils dickschichtige bindegewebige Umscheidung. Anhaftende Metallspäne (Sägeartefakt).

Intermediär: Teils pseudomembranöse, teils dickschichtig bindegewebige Umhüllung. Leicht dezentral.

Distal: Implantat bereits bei Querschnittlegung herausgefallen. Dünne bindegewebige Umscheidung zwischen Implantat und zirkulärer Neokortikalis. (Keine fotografische Aufnahme.)

- TEP 186

*Längsschnitte:*

Proximal: Nur eine Hälfte des umgebenden Schaftes nach Schnittlegung vom Implantat ablösbar. Implantatbett weniger glatt als in übrigen Anteilen.

Intermediär: Ausgeprägte Pseudomembranbildung mit Strukturabdruck der Prothesenoberfläche.

Distal: Glatte, glänzende Implantatbettoberfläche.

*Querschnitte:*

Proximal: Anterior auffallend zipfelförmiger Schaftausläufer.

Intermediär: Teils pseudomembranöse, teils dickschichtige bindegewebige Umhüllung. Überwiegend kleiner (teils auch größerer) Spalt zwischen Implantat und Pseudomembran.

Distal: Wie intermediärer Querschnitt.

- TEP 221

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat nicht herauslösbar – mehrfach komplette Schaftrisse mit am Implantat haften bleibendem, trabekulären Implantatbettanteil. Im Prothesenhalsbereich Verfärbung der dortigen bindegewebigen Umscheidung.

Intermediär: Nur eine Hälfte des umgebenden Schaftes vom Implantat ablösbar mit Implantatbettbeschädigung im Bereich des Trabekelwerkes bei an Prothese haften bleibender, jedoch abziehbarer Pseudomembran.

Distal: Teils pseudomembranöse, teils dickschichtigere bindegewebige Umhüllung zwischen Implantat und Neokortikalis. Spröde wirkendes Trabekelwerk.

*Querschnitte:*

Proximal: Sowohl teils dünne Bindegewebsschicht, teils Spalträume (vermehrt entsprechend Strukturrelief) um das Implantat als auch abschnittsweise (insbesondere im Bereich der aufgesinterten Kugeln) Trabekelwerk bzw. Neokortikalis direkt herangewachsen.

Intermediär: Trabekelwerk bzw. Knochenbrücken und flächenhaft Neokortikalis ohne Spaltraumbildung an das Implantat herangewachsen. Trochanterseitig Bindegewebe zwischen Implantat und Neokortikalis.

Distal: Komplette – auch unter Ausfüllung der Reliefschwankungen – von Bindegewebe bzw. Pseudomembran und Neokortikalis umgeben. Ventral reichlich Fettmark.

- TEP 222

*Längsschnitte:*

Proximal: Nur unter größter Kraftaufwendung herauslösbar – Implantatbettbeschädigung mit reichlich an der Prothese haften bleibendem, nicht wegweisbarem Weichgewebe. In intakten Implantatbettbereichen Abdruck der Prothesenstruktur.

Intermediär: Deutlich leichter herauslösbar – pseudomembranöse, sich grobsichtig scheinbar vom Implantatbett ablösende Umscheidung mit Prothesenstrukturabdruck.

Distal: Leicht herauslösbar – vollständig bindegewebig umscheidet mit sich nach Implantatentfernung fältelnder Pseudomembran.

*Querschnitte:*

Proximal: Unterschiedlich dicke bindegewebige Umhüllung (insbesondere an der dem Trochanter gegenüberliegenden Seite eine bis mehrere Millimeter dicke Bindegewebschicht) mit der Prothesenstruktur entsprechender Hohlraum- bzw. Spaltbildung. Anterior und trochanterseitig auch flächenhafte Neokortikalis, posterior spärliches Trabekelwerk und weiches Mark.

Intermediär: An der, dem Trochanter gegenüberliegenden Seite Neokortikalis nahe am Implantat – im Übrigen dickschichtig umgebendes Bindegewebe. Anterior und posterior kleine bis mittelgroße Markhöhlen; des Weiteren der Prothesenstruktur entsprechende Spaltbildung.

Distal: Pseudomembranöse Umscheidung sowie zur Peripherie hin anschließende, nahezu zirkuläre Neokortikalis bzw. direkt angrenzende Kortikalis. Anterior große Markhöhle.

ZWEYMÜLLER

Diese Modelle sind die klassischen Vertreter des Prinzips der distalen Kraftübertragung – in distalen Bereichen zeigen sich hier Veränderungen im Sinne des sog. „stress shielding“. Proximal kommt es dabei langfristig meist zu einer Rückbildung des Knochengewebes. Die im proximalen Segment vorliegenden Schaftlöcher werden zumeist vollständig von Gewebe durchwachsen und dienen beim Durchröntgen derselben einer Beurteilung der Qualität des trabekulären Knochens. Es handelt sich hierbei um die meist verkaufte Prothese in Deutschland.

- TEP 138

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter geringer Kraftaufwendung herauslösbar – im Implantatbett fixierend sind insbesondere die durch die vier Schaftlöcher gewachsenen Bindegewebszüge. Trotz fein aufgerauter Prothesenoberfläche überwiegend bindegewebige Umscheidung.

Intermediär: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar mit wenig am Implantat haften bleibenden Gewebsrückständen (weiches Bindegewebe, Trabekelwerkreste). Implantatbett überwiegend bindegewebig bzw. pseudomembranös ausgekleidet, nur gering flächenhafte, an das Implantat heranreichende knöcherne Abschnitte. Die Bindegewebsmembran erscheint in den Randbereichen bräunlich verfärbt (mutmaßlich Sägeartefakt).

Distal: Unter größerer Kraftaufwendung herauslösbar bei starker Implantatbettbeschädigung und Schaftbruch bzw. -rissen. Reichlich Trabekelwerk und dickschichtiges weiches Material bleiben am Implantat haften.

*Querschnitte:*

Proximal: Anterior flächenhafte Spaltbildung, peripher dicke Bindegewebsmembran – ähnliche, geringer ausgeprägte Befunde auch innenseitig. Posterior und außenseitig dünne Pseudomembran, peripher aus Trabekelwerk zusammenfließende Neokortikalis. Implantat insgesamt leicht dezentral.

Intermediär: Posterior und innenseitig viel Bindegewebe bzw. weiches Mark zwischen dem kaum bis an die Prothese herangewachsenen Trabekelwerk. Außenseitig und v.a. anterior – hier auch Knochenbrücken – Trabekelwerk an der Prothesenoberfläche.

Distal: Anterior mäßig dichtes, von reichlich weichem Mark ausgefülltes Trabekelwerk sowie eine weißliche, knochensubstanzverdächtige, herdförmige Verdichtung. Posterior und v.a. an den Seiten Implantat nah an Kortikalis – diese teils direkt herangewachsen.

- TEP 201

*Längsschnitte:*

Proximal: Nur eine Seite des Implantates, unter mäßiger Grenzschnittbeschädigung, freilegbar. Schaftlöcher komplett durchwachsen.

Intermediär: Unter größerer Kraftaufwendung herauslösbar – vorderseitige Schafthälfte zerbricht vollständig in zwei Anteile. Implantatbett mehrheitlich mit Abdruck der aufgerauten Prothesenstruktur.

Distal: Unter gering- bis mäßiggradiger Kraftaufwendung herauslösbar – vorderseitige Schafthälfte zerbricht vollständig in zwei Anteile. Implantatbett überwiegend aus schmierigem, weichem Material ohne abgrenzbare Abformung der Prothesenoberflächenstruktur.

*Querschnitte:*

Proximal: Zipfelförmiger Trochanter. Implantat dezentral. Posterior v.a. viel Mark und wenig Trabekelwerk; in übrigen Bereichen dichtes, an die Prothese herangewachsenes Trabekelwerk.

Intermediär: Anterior große, mit weichem Mark gefüllte Hohlraumbildung. An den Seiten Kontakt zur Kortikalis. Posterior kleinere Markhöhle und spärliche Spongiosa.

Distal: Ähnliche Beschaffenheiten wie im intermediären Segment. Seitlich Knochenbrücken an das Implantat herangewachsen.

- TEP 214

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter geringer bis mäßiggradiger Kraftaufwendung herauslösbar. Strukturlöcher komplett bindegewebig durchwachsen – Bindegewebszüge müssen zerschnitten werden. Bindegewebige Umscheidung mit Strukturabdruckmuster.

Intermediär: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar. Implantatbett teils aus weichem, bindegewebigen Material, teils aus festem, neokortikalisverdächtigen Gewebe – im Bereich der rückseitigen Schafthälfte in Form einer von Neokortikalis umgebenen, an das Implantat angrenzenden, von weichem Bindegewebe ausgefüllten Hohlraumbildung (sich partiell auf angrenzende Segmente fortsetzend, vgl. Querschnittanalyse).

Distal: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar mit an den Implantatseiten haften bleibenden knöchernen Gewebsresten. Im Übrigen teils mäßig dichtes, nicht durch eine Bindegewebsmembran gegen das Implantat abgegrenztes Trabekelwerk, teils bindegewebiges bzw. membranöses Grenzschichtgewebe. Protheseninschrift.

*Querschnitte:*

Proximal: Ungewöhnliche Querschnittfläche – fraglich entarteter Knochenwuchs o.ä. Mehrere von Neokortikalis umgebene, bindegewebig ausgefüllte Hohlraumbildungen im dichten Trabekelwerk (teils peripher, teils an das Implantat angrenzend). Im Übrigen extrem dickschichtige – mutmaßliche – Neokortikalisbildung.

Intermediär: Anterior große Höhle mit spärlichem Trabekelwerk und wenig weichem Mark darin. An die vier Ecken der Prothese herangewachsenes Trabekelwerk bzw. Neokortikalisabschnitte. Posterior halbkreisförmige, bindegewebig ausgefüllte Neokortikalisbildung an das Implantat angrenzend, im Übrigen mäßig dichtes Trabekelwerk.

Distal: Anterior große, von reichlich weichem Mark gefüllte Schafthöhle, nur peripher etwas Trabekelwerk. Posterior dichteres Trabekelwerk. An den Seiten Kortikalis bis nah an das Implantat heranreichend, mit angrenzender Neokortikalis verschmelzend.

- TEP 215

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter geringer bis mäßiggradiger Kraftaufwendung herauslösbar. Vollständige bindegewebige Durchwachsung der Strukturlöcher – Bindegewebszüge müssen zerschnitten werden. Abdruck der aufgerauten Prothesenoberfläche im Implantatbett.

Intermediär: Leicht herauslösbar. Pseudomembranös ausgekleidetes Implantatbett. Außenseitig missfarben gräuliche Gewebszone (fragliches Knochennekroseareal).

Distal: Leicht herauslösbar. Zirkuläre bindegewebige Umscheidung. Distal abschnittsweiser Prothesenstrukturabdruck im Implantatbett erkennbar.

*Querschnitte:*

Proximal: Ungewöhnlicher Querschnitt mit – mutmaßlich – mehreren, angedeutet ringförmigen Kortikalis- bzw. Neokortikalisschichten (fragliche Knochenentartung). Prothese in annähernd rundlichem, bindegewebig ausgefüllten Hohlraum.

Intermedial: Implantat fast vollständig von bindegewebig ausgefülltem, eher rundlichen Hohlraum umgeben – nur in Implantateckbereichen Kontakt zu peripher umgebendem Trabekelwerk.

Distal: Implantat in rundlichem, von Trabekelwerk umgebenem, von Bindegewebe ausgefüllten Hohlraum – mit an das Implantat angrenzender Pseudomembran sowie abschnittsweise vorliegenden Spaltbildungen.

## ABG-HS

Es zeigt sich bei diesen Modellen ein optimales Einwachsverhalten mit deutlich größerer proximaler als distaler Festigkeit. Eine zirkuläre Neokortikalis findet sich hier nicht. Die Prothesen sind verhältnismäßig kurz.

- TEP 15

*Längsschnitte:*

Proximal: Nur unter größter Kraftaufwendung herauslösbar mit Schaftbruch und Implantatbettbeschädigung – Gewebsreste, z.T. Knochen, bleiben am Implantat haften. Abdruck der zapfenmusterartigen Oberflächenstruktur im Implantatbett. Im Bereich der aufgerauten Prothesenoberfläche knöcherner bzw. trabekulärer Anwuchs.

Intermediär: Implantat leicht herauslösbar. An glatter und glänzender Prothesenoberfläche zirkuläre pseudomembranöse, leicht gefältelte Implantatbettauskleidung. Proximale Implantatbettbeschaffenheit wie beim proximalen Segment.

Distal: Implantat nach Schnittlegung herausgefallen. Implantatbett komplett von leicht gefältelter Pseudomembran ausgekleidet.

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk – posterior mit verdickten Trabekelzügen bzw. Neokortikalisausläufern.

Intermediär: Pseudomembran fotografisch nicht sicher erkennbar. Um das Implantat mäßig kräftiges Trabekelwerk, weiches Mark bzw. Bindegewebe und kleine Markhöhlen.

Distal: Implantat rundherum dicht zur Kortikalis gelegen, welche verhältnismäßig dick erscheint. Zwischen Implantat und Kortikalis zirkuläre Pseudomembran sowie abschnittsweise etwas Trabekelwerk.

- TEP 160

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – geringe, teils knöcherne Gewebsreste bleiben am Implantat haften. Abdruck der Prothesenstruktur im Implantatbett undeutlich.

Intermediär: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar. Übergang von aufgerauter zu glatter Prothesenoberfläche auch im Implantatbett erkennbar.

Distal: Implantat nach Schnittlegung herausgefallen. Implantatbett komplett glänzend, bindegewebig bzw. pseudomembranös ausgekleidet.

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk herangewachsen. Schaft anterior und seitlich mit Bruchlinien (fraglich sägebedingt).

Intermediär: Pseudomembranöse Umscheidung sowie abschnittsweise dünne Neokortikalis erkennbar. Teilweise erscheint von Bindegewebe bzw. Mark ausgefüllte Spongiosa direkt an Prothese herangewachsen. Anterior und innenseitig schmale Spaltbildung. Distal: Abschnittsweise schmale Spaltbildung zwischen Prothese und umgebendem Gewebe. Wie intermediäres Segment.

- TEP 220

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar – wenig weiche, kaum feste Gewebsreste bleiben am Implantat haften. Prothesenstrukturabdruck im Implantatbett anterior deutlicher als posterior.

Intermediär: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar. Implantatbett – entsprechend der Prothesenstruktur – aus flächenhafter, oberflächlich leicht aufgerauter Neokortikalis, teils aus eröffnetem Trabekelwerk mit kleinen Spalträumen und weichem Mark.

Distal: Wie intermediäres Segment.

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk herangewachsen. Insbesondere außenseitig Neokortikalisabschnitte.

Intermediär: Mäßig dichtes Trabekelwerk rundherum herangewachsen, abschnittsweise Neokortikalisbildung. Anteriore und posteriore Markhöhle. Sägeabrieb auf der Schnittfläche.

Distal: Mäßig dichtes Trabekelwerk rundherum herangewachsen. Anteriore Markhöhle. An den Seiten dicke Trabekelzüge mit kleinen Neokortikalisabschnitten.

## MADREPORIQUE

Die Modelle weisen eine grobe Oberflächenstrukturierung auf, die – beispielsweise im Gegensatz zur Calcarbloc-Prothese – sehr dicht ist, so dass hier Trabekelwerk herangewachsen kann.

- TEP 103

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat trotz vollständiger Schnittlegung nicht herauslösbar – unter Zuhilfenahme von Werkzeugen (Hammer, Meißel) zerbricht der Schaft.

Intermediär: Beim Herauslösen des Implantates mit großem Kraftaufwand zerbricht der Schaft mehrfach – reichlich sprödes, aber relativ festes Trabekelwerk bleibt an der Prothese haften.

Distal: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – unvermeidbarer, mehrfacher Bruch des Schaftes und ausgedehnte Implantatbettbeschädigung. Sprödes, von weichem Mark ausgefülltes Trabekelwerk bleibt flächenhaft am Implantat haften, nicht jedoch dort, wo Prothesenoberfläche glatt.

*Querschnitte:*

Proximal: Spärliches, porös erscheinendes Trabekelwerk herangewachsen. Innenseitig dicke Knochenbrücke. Vereinzelt Neokortikalisabschnitte.

Intermediär: Mäßig dichtes Trabekelwerk. Innenseitig flächenhafte Neokortikalis.

Distal: Spärliches Trabekelwerk mit Hohlraumbildungen (weiches Mark bei fotografischer Dokumentation bereits herausgewaschen). Vereinzelt kleine Neokortikalisabschnitte.

- TEP 147

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar (nach Zerschneiden der Gelenkkapsel). Ausgedehnte Implantatbettbeschädigung sowie im rand- bzw. schnittflächenangrenzenden Bereich umschriebene Schaftbrüche. Weiche, pastenartige Grenzflächenbeschaffenheit – Implantatbett mit zunächst abgedrücktem Strukturmuster der Prothese, welches aber wegwischt- bzw. verschiebbar ist. Im Bereich von Hals bzw. Kragen sehr feste, fibrosierte, abschnittsweise verklebt erscheinende, teils leicht schwärzlich verfärbte Gelenkkapsel. Im peripheren Schaftbereich kleinfleckförmige grünliche und schwärzliche Verfärbungen des Fettmarkes.

Intermediär: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar mit flächenhafter Implantatbettbeschädigung – teils sprödes Trabekelwerk, teils schmieriges Mark am Implantat haften bleibend. Implantatbettbeschaffenheit wie beim proximalen Segment.

Distal: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – im proximalen Bereich Veränderungen wie beim intermediären Segment (entsprechend Implantatstruktur). Im distalen Anteil glatte, neokortikale Grenzfläche. Schaftbruch.

- TEP 165

*Längsschnitte:*

Proximal: Leicht herauslösbar. Implantatbett schmutzig bräunlich-grünlich verfärbt, mit Strukturabdruck der Prothese (anterior eher undeutlich).

Intermediär: Implantat trotz vollständiger Schnittlegung und größter Kraftaufwendung nicht herauslösbar.

Distal: Implantat trotz vollständiger Schnittlegung und größter Kraftaufwendung nicht herauslösbar.

*Querschnitte:*

Proximal: Posterior und außenseitig Trabekelwerk herangewachsen. In übrigen Bereichen Implantat von Bindegewebe umgeben (zumeist mit schmaler Spaltbildung dazwischen). Insbesondere anterior schwärzliche Verfärbung des Bindegewebes.

Intermediär: Teils Trabekelzüge, teils Knochenbrücken an das Implantat herangewachsen, mit flächenhaften Neokortikalisabschnitten in Kontakt. Anteriore Markhöhle.

Distal: Nahezu zirkulär von Neokortikalis umgeben – diese teils über Trabekelwerk, teils über Knochenbrücken mit Kortikalis verbunden. Posteriore Markhöhle.

HP PM

Es findet bei diesem Prothesentyp das Prinzip des Formschlusses Anwendung – wobei hier jeweils ein Vertreter mit und ein Model ohne Plasmasprayanwendung vorliegt. Im Bereich der mittels Plasmaspray veränderten Prothesenoberfläche erfolgt – im Gegensatz zu diesbezüglich unbearbeiteten Abschnitten – ein direktes Anwachsen von Trabekelwerk bzw. Neokortikalis ohne zwischengelagerte Spaltbildung oder sonstige Gewebeschicht.

- TEP 157

*Längsschnitte:*

Proximal: Posteriore Schafthälfte auch unter größter Kraftaufwendung (mit nachfolgendem Schaftbruch) nicht ablösbar. Bei Ablösen der anterioren Schafthälfte unter größter Kraftaufwendung mäßiggradige Beschädigung des dezent dunkel verfärbten Implantatbettes. Im Halsbereich (mit Kragen) – entsprechend glatter, glänzender Prothesenoberfläche – bindegewebige Implantatumscheidung.

Intermediär: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – partielle Implantatbettbeschädigung. Abdruck von Prothesenstruktur sowie Rauigkeit (proximal) im knöchernen Implantatbett.

Distal: Implantat samt umgebender neokortikaler Grenzschicht und geringen anhaftenden Trabekelwerk- und Markrückständen unter großer Kraftaufwendung herauslösbar (nicht freilegbar) mit mehrfachem Schaftbruch.

*Querschnitte:*

Proximal: Zirkuläre, von dichtem Trabekelwerk umgebene Neokortikalishülle. Anterior einzelne Knochenbrücke. Landkartenförmiger knöcherner Anwuchs ( $> 1/3$  der Querschnittfläche), welcher über zwei knöcherne Ausläufer sowie Bindegewebe mit regulärem Schaftumfang verbunden ist.

Intermediär: Überwiegend dünne umgebende Neokortikalis – zwischen Neokortikalis und Implantat abschnittsweise schmale Spaltbildung oder dünne Bindegewebsschicht. Posterior und anterior jeweils kleine Markhöhle.

Distal: Sehr dickschichtige zirkuläre Neokortikalis (innenseitig in Kortikalis übergehend), einzelne Knochenbrücken. Markgefüllter Hohlraum im Spongiosabereich (anterior und postero-medial).

- TEP 204

*Längsschnitte:*

Proximal, intermediär, distal: Implantat leicht und sauber herauslösbar. Glänzende bindegewebige Implantatbettauskleidung mit nur geringem Abdruck der Prothesenstruktur.

*Querschnitte:*

Proximal: Zirkuläre, dem Implantat nicht direkt anliegende Neokortikalis – abschnittsweise dickschichtige bindegewebige bzw. pseudomembranöse Zwischenschicht, insbesondere posterior Spaltbildung. Implantat deutlich dezentral – fraglich mit Kortikalisdurchbruch.

Intermediär: Um Prothese feiner Spaltraum, dann verschieden dickschichtige Bindegewebszonen (v.a. zur Außenseite hin – hier und posterior auch größere Markhohlraum-bildung) bzw. Pseudomembran und/oder schmale Neokortikalis. Implantat stark dezentral.

Distal: Veränderungen wie im intermediären Segment – jedoch mehr Trabekelwerk statt Hohlraumbildungen im peripheren Schaftbereich. Implantat extrem dezentral mit Kortikalisausbuchtung.

## S-ROM

Diese Modelle weisen gute klinische Daten auf und werden häufig als Revisionsprothesen eingesetzt. Die distale Strukturierung (sternförmig, in Längsrichtung) soll hier eine hohe Primärstabilität erzielen ohne Kraftereinwirkung bzw. -übertragung – letztere wird v.a. im proximalen Anteil angestrebt.

- TEP 211

### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter größter Kraftaufwendung herauslösbar mit Schaftzerstörung bzw. ausgedehnter, flächenhafter Implantatbettbeschädigung – umgebendes, zumeist festes, trabekuläres Gewebe bleibt dickschichtig am Implantat haften. Im Hals- und oberen Prothesenbereich (Kragen) bindegewebige Umhüllung.

Intermediär: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar. Im proximalen Anteil aufgeraute, kaum freilegbare Prothesenoberfläche – umgebendes Trabekelwerk bleibt hier flächenhaft, dickschichtig am Implantat haften. Im distalen Abschnitt pseudomembranöse, abhebbare Umscheidung der glatten, glänzenden Prothesenoberfläche (vgl. Abb. 65).

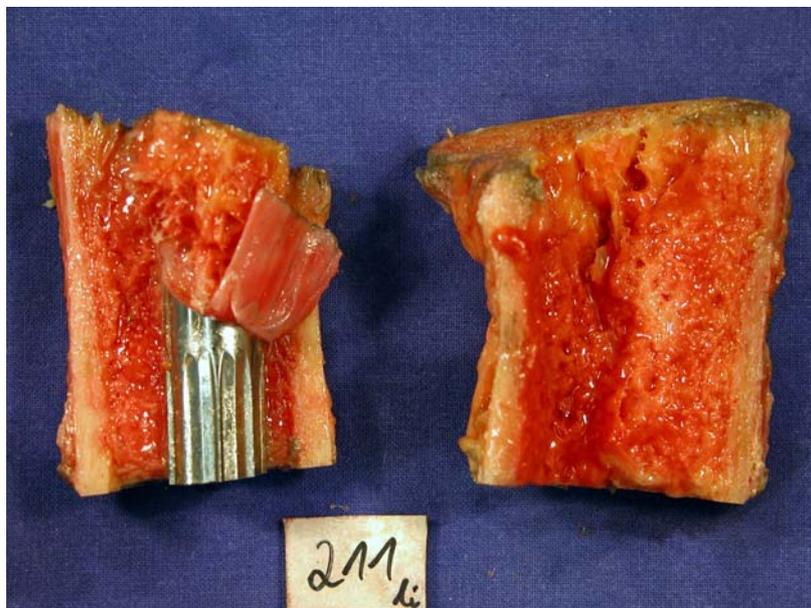


Abb. 65: TEP 211, intermediäres Segment

Distal: Leicht herauslösbar. Vollständige bindegewebige Umscheidung (Pseudomembran), peripher reichlich weiches Mark.

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes, von festem Fettmark und Bindegewebe ausgefülltes Trabekelwerk. Abschnittsweise Neokortikalis – diese teils über Knochenbrücken, teils über Trabekelwerk mit Kortikalis in Kontakt. Implantat dezentral.

Intermediär: Zirkuläre schmale Spaltbildung zwischen Implantat und Pseudomembran.

Distal: Prothesenoberfläche überall von Pseudomembran umgeben – dazwischen scheint schmaler, von lockerem, weichen Material ausgefüllter Spaltraum zu sein. Zur Peripherie hin sehr weiche Mark- bzw. Bindegewebsschicht.

- TEP 224

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat nicht herauslösbar. Dichtes Trabekelwerk herangewachsen. Ausbruch eines kleinen randständigen Schaftstückes (im Bereich einer Markhöhle) beim Versuch des Mobilisierens der Prothese.

Intermediär: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar – proximal bleibt wenig Knochenmaterial am Implantat haften. Implantatbett proximal (fest, zumeist neokortikal) mit Abdruck der jeweiligen rauen Prothesenstruktur; im distalen, oberflächlich glatt und glänzend strukturierten Prothesenabschnitt pseudomembranöse Umscheidung.

Distal: Leicht herauslösbar. Zirkuläre Pseudomembranbildung (nach Implantatentfernung beidseits einsehbare Pseudomembran, vgl. Abb. 66).



Abb. 66: TEP 224, distales Segment

### *Querschnitte:*

Proximal: Dichtes Trabekelwerk herangewachsen mit einzelnen kleinen Neokortikalisabschnitten. Trochanternah kleine Markhöhle.

Intermediär: Zwischen nahezu zirkulärer Neokortikalis und Kortikalis zumeist breitere, von weichem Mark ausgefüllte Spalt- bzw. Hohlrumbildung; zwischen Neokortikalis und Implantat dünne Bindegewebsschicht sowie schmale Spaltbildung.

Distal: Zwischen Neokortikalis und Implantat zumeist dünne Bindegewebsschicht sowie schmale Spaltbildung. Neokortikalis innenseitig in Kortikalis übergehend – im Übrigen zur Peripherie hin markgefüllte Hohlräume bzw. Trabekelwerk.

### FLÄCHENADAPTIONS-HPS

Bei den vorliegenden Vertretern dieses Prothesentyps zeigt sich das sog. „bridging“, d.h. an erhabenen Regionen (Ecken, Orte der Kraftübertragung) erfolgt ein brückenähnlicher, knöcherner Anwuchs. Im Übrigen findet sich jedoch nur wenig Gewebe zwischen Implantat und Kortikalis – mutmaßlich infolge von stärkergradigem „stress shielding“ vermindert.

- TEP 268

### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar – mäßig viele weiche Gewebsrückstände bleiben am Implantat haften; es droht offensichtlich ohne große Kraftaufwendung gröbere Schaftzerstörung (daher nur eine Implantatseite freigelegt).

Intermediär: Unter mäßiggradiger Kraftaufwendung (etwas leichter als das proximale Segment) herauslösbar, jedoch nur partiell, da offensichtlich ohne große Kraftaufwendung gröbere Schaftzerstörung droht (daher nur eine Implantatseite freigelegt). Reichlich weiches, wegwischbares Mark am Implantat haften bleibend. Insbesondere nach Abspülen des Segmentes große, von wenig zartem Trabekelwerk durchzogene Hohlrumbildungen zwischen Kortikalis und Implantat sichtbar.

Distal: Unter mäßiger Kraftaufwendung vollständig herauslösbar mit Zerstörung bzw. Bruch des Schaftes. Am Implantat bleibt abschnittsweise flächenhaft und dünn-schichtig knöchernes Gewebe haften – peripher davon weiches, schmieriges Mark.

*Querschnitte:*

Proximal: Anterior und außenseitig an Prominenz der Prothese Knochenbrücken herangewachsen. Im Übrigen viel weiches Gewebe zwischen Implantat und dünner Kortikalis.

Intermediär: An prominente Strukturbereiche Knochenbrücken herangewachsen. Im Übrigen spärliches Trabekelwerk (teils nicht bis ans Implantat heranreichend) und große Hohlrumbildungen.

Distal: Anterior größere Markhöhle, posterior ebenso – in letztgenannter zudem Trabekelwerk. An den Seiten flächenhafte Ausbildung von Neokortikalis bzw. Kontakt zur Kortikalis.

- TEP 269

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar. Sehr geringe Beschädigung des Implantatbettes (vereinzelt diskrete Trabekelwerkrückstände an Prothese) – dieses v.a. aus festem Fettmark bzw. Bindegewebe. Prothesenhals sowie Kragenbereich von festen Bindegewebszüge umwachsen. Wenig Metallrückstand auf Schnittfläche verteilt.

Intermediär: Eher leicht herauslösbar. Implantat von reichlich weichem Mark sowie wenig dichtem, porös erscheinenden Trabekelwerk umgeben. Zwei mehrere Millimeter in die Tiefe ragende Knochengewebsstücke bzw. Trabekelwerkrückstände bleiben fest an der Prothese haften. Abschnittsweise dünne, mutmaßlich knöcherne (sehr feste) Schicht das Implantat großflächig umhüllend – angrenzend Hohlrumbildungen und Trabekelwerk.

Distal: Sehr leicht herauslösbar. Implantatbett v.a. aus schmierigem, weichen Mark, mit großen Hohlraum- bzw. Spaltbildungen. Grobfleckförmige (weniger flächenhaft als proximal) Abschnitte dünnschichtiger knöcherner Umscheidung.

*Querschnitte:*

Proximal: Anterior und trochanterseitig vereinzelte, aber stabile Knochenbrücken. Im Übrigen – nicht wegwischt- oder ausspülbares – Fettmark, Bindegewebe und peripher Trabekelwerk.

Intermediär: In seitlichen Bereichen und posterior vereinzelte, aber stabile Knochenbrücken und Trabekelwerk an Implantatprominenz herangewachsen. Zahlreiche tiefreichende Spalt- bzw. Hohlrumbildungen sowie größere, von weitgehend auswaschbarem Gewebe ausgefüllte Hohlrumbildung in anterioren Bereichen.

Distal: An den Seiten Trabekelwerk – stellenweise mit Ausbildung dünnschichtiger knöcherner Implantatumscheidung. Anterior und posterior eine größere Hohlräumbildung.

#### ANTEGA

Wie Modell Bikontakt zu diskutieren.

- TEP 162

#### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter großer Kraftaufwendung – mit Schaftbruch (anterior) – herauslösbar. Wenige knöcherne Gewebsrückstände bleiben am Implantat haften. Feste Bindegewebszüge im glatten Halsbereich. Metallrückstand im Schnittbereich.

Intermediär: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar. Implantatbett – entsprechend Prothesenoberfläche – rau bzw. pseudomembranös ausgekleidet. Metallrückstand im Schnittbereich.

Distal: Leicht herauslösbar. Direkt an pseudomembranöse Umscheidung zirkuläre Neokortikalis anschließend, welche teils schalenartig (bei entfernbarem peripheren Schaftgewebe) erhalten bleibt (vgl. Abb. 67). Metallrückstand im Schnittbereich.

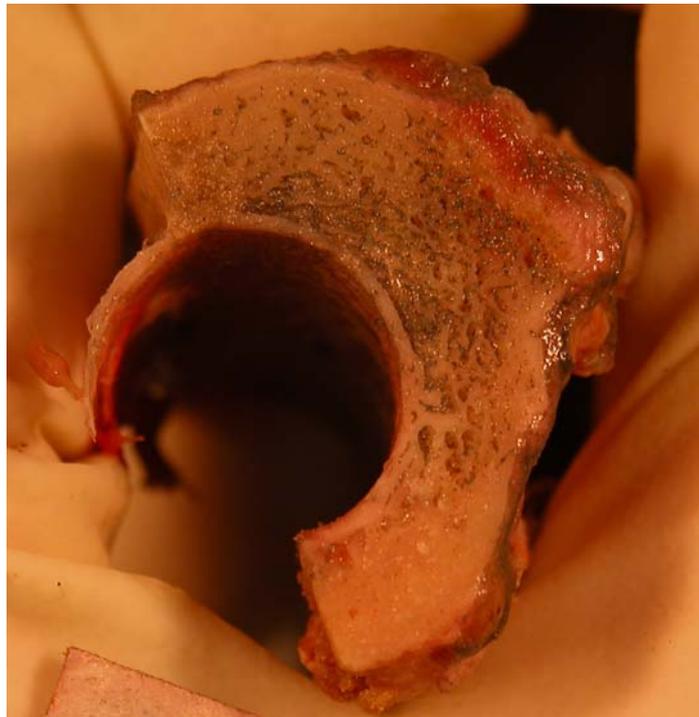


Abb. 67: TEP 162, distales Segment

*Querschnitte:*

Proximal: Dickschichtige zirkuläre Neokortikalis – diese über feinste Knochenbrücken mit Prothesenrauigkeit verbunden. Peripher – abschnittsweise mäßig – dichtes, von Mark ausgefülltes Trabekelwerk.

Intermediär: Zirkuläre weniger dickschichtige Neokortikalis, überwiegend feiner Spalt-  
raum zwischen Implantat und knöcherner Umscheidung.

Distal: Pseudomembranöse Umscheidung – seitlich Kortikalis, posterior Neokortikalis, anterior markgefüllter Hohlraum angrenzend.

### CENOS-HOHLSCHAFT

Bei dem vorliegenden Vertreter dieses Prothesentyps zeigt sich im Wesentlichen ein guter Implantatsitz bei auffallend kompakter Knochenstruktur.

- TEP 25

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat unter mäßig leichtem Kraftaufwand herauslösbar. Deutlicher Abdruck der Prothesenstruktur im leicht rauhen, aber glänzenden Implantatbett.

Intermediär: Unter mäßigem Kraftaufwand herauslösbar – im trochanterseitigen Bereich bleibt anteilig knöchernes Gewebe flächenhaft am Implantat haften. Deutlicher Prothesenstrukturabdruck. Schaftbruch.

Distal: Leicht herauslösbar. Entsprechend Prothesenstruktur Implantatbett überwiegend glatt und glänzend (Pseudomembran).

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes, am Implantat flächenhaft zu knöcherner Umscheidung bzw. zirkulärer Neokortikalis zusammenfließendes Trabekelwerk (mit feiner, zwischengelagerter bindegewebiger bzw. membranöser Implantatumhüllung).

Intermediär: Anterior und posterior angrenzendes Bindegewebe, Mark und wenig Trabekelwerk. An den Seiten knöcherner Anwuchs (fraglich kleine Neokortikalisabschnitte) bzw. Kontakt zur Kortikalis – überwiegend kleiner Spalt zwischen Implantat und umgebendem Gewebe.

Distal: Nahezu zirkulärer feiner Spalt zwischen Implantat und umgebendem Implantatbett (Bindegewebe, Trabekelwerk, Kortikalis).

## ANCA-FIT

Man strebt mit diesem Prothesenmodell – durch Strukturierung und Beschichtung – insbesondere eine proximale Fixierung an. In distalen Bereichen ist die Prothesenoberfläche weniger aufwendig bearbeitet und erzielt entsprechend eine geringere Festigkeit. Insgesamt scheint dieser Vertreter sehr massiv und nutzt somit auch das Prinzip des „form fit“.

- TEP 108

### *Längsschnitte:*

Proximal: Unter größter Kraftaufwendung herauslösbar – flächenhafte Implantatbettbeschädigung (reichlich Trabekelwerkrückstände sowie dünne knöcherne Schicht bleiben am Implantat haften) und Schaftbruch. Schwärzlich-grünliche Bindegewebekapselverfärbung im halsnahen, glatt strukturierten Prothesenbereich.

Intermediär: Unter mäßiger Kraftaufwendung herauslösbar mit wenig knöchernen Gewebserückständen im proximalen Segmentbereich. Flächenhafte knöcherne Auskleidung des Implantatbettes.

Distal: Leicht und sauber herauslösbar. Flächenhafte knöcherne Auskleidung des Implantatbettes.

### *Querschnitte:*

Proximal: Dichtes, teils flächenhaft zusammenfließendes Trabekelwerk herangewachsen (fraglich mit Neokortikalisabschnitten).

Intermediär: Teils Trabekelwerk, teils Knochenbrücken, insbesondere außenseitig auch in Kortikalis übergehende Neokortikalis herangewachsen.

Distal: Implantat flächenhaft in Kontakt zur Kortikalis bzw. herangewachsenen Neokortikalisabschnitten. Anterio-medial wenig Trabekelwerk.

## MECROBLOC-HP

Es liegt hier gänzlich das Prinzip des „form fit“ vor – das heranwachsende Gewebe bildet die Prothesenoberflächenstruktur ab.

- TEP 132

*Längsschnitte:*

Proximal: Implantat nach Durchtrennung der die Löcher durchwachsenden Bindegewebszüge leicht und sauber herauslösbar. Pseudomembranöse Auskleidung des der oberflächlichen Prothesenstruktur entsprechenden Implantatbettes.

Intermediär: Leicht herauslösbar. Wie proximales Segment – im distalen Bereich bleibt jedoch sehr wenig knöchernes sowie weiches, wegwischbares Gewebe am Implantat haften.

Distal: Mit nur geringem Kraftaufwand herauslösbar. Implantatbett abschnittsweise aus weichem, schmierigem Mark – Abdruckmuster der Prothesenstruktur hier kaum erkennbar; stellenweise deutlicher Prothesenstrukturabdruck im von weichem Bindegewebe bedeckten knöchernen Implantatbettanteil. Wenig knöcherne Gewebsrückstände am Implantat haftend.

*Querschnitte:*

Proximal: Grenzflächig dickschichtige bindegewebige Umscheidung, peripher Neokortikalishülle sowie mäßig dichtes Trabekelwerk.

Intermediär: Implantat überwiegend von Hohlrumbildung bzw. weichem Gewebe umgeben – an den Seiten Neokortikalisabschnitte sowie Knochenbrücken.

Distal: Teils Neokortikalisabschnitte und Kortikalis (v.a. an den Seiten), teils Trabekelwerk (anterior und posterior) herangewachsen.

## MRP-TITAN

Dieses Modell der Revisionsprothesen erlaubt meist nur einen einmaligen Wechsel, da sie maximal rau strukturiert und somit für einen festen Sitz prädisponiert ist.

- TEP 200:

*Längsschnitte:*

Proximal: Unter sehr großer Kraftaufwendung herauslösbar – ausgedehnte Implantatbettbeschädigung mit flächenhaften, nicht wegwischbaren Gewebsrückständen am Implantat. Saumartige Implantatbettverfärbung (fraglich Sägeartefakt). Linsgroße, schmutzig gelblich-bräunliche, aus Schaftgewebe entfernbare Gewebsveränderung (vgl. Abb. 68).

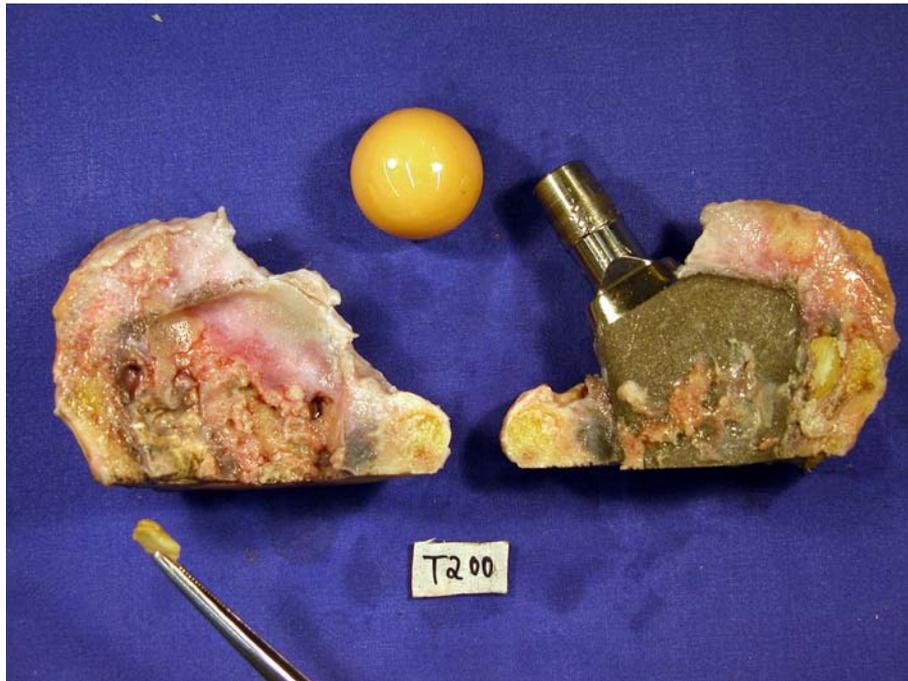


Abb. 68: TEP 200, proximales Segment

Intermediär: Unter großer Kraftaufwendung herauslösbar – Schaft zerbricht bzw. zerfällt bei Längsschnittlegung und Implantatmobilisierung in mehrere Anteile. Starke Implantatbettbeschädigung mit reichlich zumeist knöchernen, teils auch weichen, schmierigen Gewebsrückständen am Implantat.

Distal: Keine Längsschnittlegung erfolgt, da festsitzende Cerclagen vorhanden sind und – bei entsprechend zu erwartender Schaftinstabilität – größte Grenzflächen- bzw. Schaftzerstörung anzunehmen ist.

*Querschnitte:*

Proximal: Dichtes, von festem Bindegewebe ausgefülltes Trabekelwerk (mutmaßlich peripher feine Schaftrissbildungen).

Intermediär: Im Grenzflächenbereich dünne Spaltraumbildung sowie festes Bindegewebe. Innenseitig mehrere Millimeter breiter, bindegewebig ausgefüllter Schaftbruchspalt.

Distal: Implantat dezentral - anterior im Bereich der Kortikalis befindlich, welche in direkter Implantatumgebung dünnere bzw. gewebverminderter als im Übrigen erscheint. Posterior reichlich festes Markgewebe.

## SL-REVISIONSSCHAFT

Das Prinzip dieses Prothesentyps ist das Anstreben einer nahezu überall ansetzenden maximalen Krafteinwirkung (bei Revisionen proximal weniger möglich) – hierzu dient v.a. die überwiegend sternförmige Prothesenstruktur. (Anmerkung: Die Ausgangssituation ist im Falle derartiger Revisionsimplantate unbekannt – zumeist werden zementierte Prothesen durch unzementierte Modelle ersetzt.)

- TEP 234

### *Längsschnitte:*

Proximal: Leicht herauslösbar. Pseudomembranöse Auskleidung des Implantatbettes.

Intermediär: Unter mäßig großer Kraftaufwendung herauslösbar mit Implantatbettbeschädigung – trotz vom Implantat abklappbarer Pseudomembran zerbricht umgebendes knöchernes Schaftgewebe und bleibt grenzflächennah teils schalenartig (bei entfernbarem peripheren Schaftgewebe) erhalten (vgl. Abb. 69).



Abb. 69: TEP 234, intermediäres Segment

Distal: Leicht herauslösbar. Umgebendes schmieriges, weiches Gewebe, teils auch geringe Trabekelwerkrückstände am Implantat haften bleibend.

*Querschnitte:*

Proximal: Grenzflächig dünne bindegewebige Umhüllung sowie feiner Spaltraum. Peripher dichtes Trabekelwerk sowie dicke Kortikalis (trochanterseitig fraglich beidseits der Kortikalis Trabekelwerk).

Intermediär: Sternförmiger Prothesenquerschnitt – direkt an Implantatgrundkörper erscheint weiches Bindegewebe bzw. schmieriges Mark angrenzend, an Prothesenprominenzen jedoch Trabekelwerk bzw. feine Knochenbrücken herangewachsen.

Distal: Implantat von reichlich Weichgewebe umgeben – wenig knöcherner, teils brückenartiger Anwuchs, insbesondere an strahlenförmigen Ausläufern der Prothesenoberfläche (wie intermediäres Segment).

# Lebenslauf

## Persönliche Angaben

Name: Anke Klein  
Adresse: Lokstedter Steindamm 71, 22529 Hamburg  
  
Geburtsdatum: 29.03.1978  
Geburtsort: Wismar  
Familienstand: Ledig  
Staatsangehörigkeit: Deutsch

## Schulische Ausbildung

1984 - 91 15. Polytechnische Oberschule in Wismar  
1991 - 96 Helene-Weigel-Gymnasium in Wismar

## Berufliche Ausbildung

1996 - 2003 Medizinische Universität zu Lübeck, Studium der Medizin

- Ärztliche Vorprüfung März 1999
- 1. Staatsexamen März 2000
- 2. Staatsexamen März 2002
- 3. Staatsexamen April 2003

## Beruflicher Werdegang

15.09.03 - 31.09.04 Ärztin im Praktikum, Institut für Rechtsmedizin des  
Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (Institutsleiter Prof.  
Dr. med. K. Püschel)

seit 01.10.04 Assistenzärztin, Institut für Rechtsmedizin des  
Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (Institutsleiter Prof.  
Dr. med. K. Püschel)

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich versichere, dass ich diese Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Humanmedizin ohne Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Hamburg, den \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
(Anke Klein)