

Endoprothetik

Manfred G. Krukemeyer und Gunnar Möllenhoff (Hrsg.)

Endoprothetik

Leitfäden für Praktiker

herausgegeben von

Manfred G. Krukemeyer
Gunnar Möllenhoff



de Gruyter
Berlin · New York

Herausgeber

Dr. med. Manfred Georg Krukemeyer
Abteilung Chirurgische Forschung
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Chirurgie
Westfälische Wilhelms-Universität
Waldeyerstraße 1
48149 Münster

Priv.-Doz. Dr. med. Gunnar Möllenhoff
Chefarzt der Abteilung Unfallchirurgie
Raphaelsklinik/Lehrkrankenhaus der
Westfälischen Wilhelms-Universität
Loerstraße 23
48143 Münster

Das Werk enthält 115 Abbildungen und 45 Tabellen.

Die auf dem Cover abgebildete Illustration basiert auf der Arbeit „Knie mit Schmerzen“ des Künstlers und Grafikers Sebastian Kaulitzki.

ISBN 978-3-11-020642-5

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

⊗ Gedruckt auf säurefreiem Papier, das die US-ANSI-Norm über Haltbarkeit erfüllt.

© Copyright 2009 by Walter de Gruyter GmbH & Co. KG, 10785 Berlin. – Dieses Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen. Printed in Germany.

Wichtiger Hinweis: Der Verlag hat für die Wiedergabe aller in diesem Buch enthaltenen Informationen (Programme, Verfahren, Mengen, Dosierungen, Applikationen usw.) mit Autoren und Herausgebern

große Mühe darauf verwandt, diese Angaben genau entsprechend dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes abzdrukken. Trotz sorgfältiger Manuskriptherstellung und Korrektur des Satzes können Fehler nicht ganz ausgeschlossen werden. Autoren bzw. Herausgeber und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und keine daraus folgende oder sonstige Haftung, die auf irgendeine Art aus der Benutzung der in dem Werk enthaltenen Informationen oder Teilen davon entsteht.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen und dergleichen in diesem Buch berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Namen ohne weiteres von jedermann benutzt werden dürfen. Vielmehr handelt es sich häufig um gesetzlich geschützte, eingetragene Warenzeichen, auch wenn sie nicht eigens als solche gekennzeichnet sind.

Projektplanung und -management: Dr. Petra Kowski

Herstellung: Marie-Rose Dobler

Satz: Meta Systems Fotosatzsysteme GmbH, Wustermark.

Druck und Bindung: Druckhaus „Thomas Müntzer“ GmbH, Bad Langensalza.

Einbandgestaltung: deblik, Berlin.

Vorwort

Mit dem nunmehr vorliegenden 3. Band aus der Reihe „Leitfäden für Praktiker“ wollen die Herausgeber auf die aktuelle Entwicklung der Endoprothetik hinweisen.

Das Durchschnittsalter der Bevölkerung in Deutschland betrug laut Statistischem Bundesamt im Jahre 2008 78,6 Jahre. Dies bedeutet eine zunehmende Änderung der Alterspyramide und dadurch bedingt ein vermehrtes Auftreten von degenerativen Knochen- und Knorpelerkrankungen.

Orthopäden und Hausärzte sehen sich heutzutage immer mehr mit degenerativen Gelenkerkrankungen konfrontiert. 2008 wurde für das Krankheitsbild der Arthrose eine Prävalenz von 6,8 % der Gesamtbevölkerung beschrieben. Einige Autoren beziffern das Vorhandensein arthrotischer Gelenksveränderungen sogar auf 68 % der über 65-jährigen Frauen bzw. auf 58 % der über 65-jährigen Männer. Hieraus resultiert sowohl eine volkswirtschaftliche als auch eine sozialmedizinische Bedeutung dieses Erkrankungsbildes. Die Endoprothetik selbst erlebte in den vergangenen Jahren einen enormen Aufschwung. Die Zahlen der jährlich vorgenommenen Erstimplantationen und Revisionen zeigen einen ungebremsten Anstieg.

Ziel der Herausgeber war es, den aktuellen Stand der Endoprothetik auf wissenschaftlichem und praktischem Gebiet komprimiert darzustellen. Hierbei werden wichtige Aspekte der Krankheitsentstehung, also der Pathologie, sowie operative Möglichkeiten und postoperative Komplikationen behandelt.

Die Herausgeber haben sich darauf beschränkt, die häufigsten endoprothetischen Eingriffe an großen Gelenken darzustellen. Sicherlich wäre es möglich gewesen, kleinere Gelenke wie das Ellenbogengelenk und andere mit aufzunehmen. Dies hätte jedoch den Rahmen des Buches bei Weitem gesprengt.

Das Buch soll somit sowohl den niedergelassenen Praktikern als auch dem interessierten Laien und Medizinstudenten helfen, sich schnell und prägnant einen Überblick über den aktuellen internationalen Standard der Endoprothetik zu verschaffen.

Wir danken Frau Dr. Kronenberg für das vorbildlich durchgeführte Lektorat sowie dem de Gruyter Verlag für die vielfältigen Anregungen und die Publikation des Buches.

Münster, April 2009 *Manfred G. Krukemeyer*
Gunnar Möllenhoff

Autorenverzeichnis

Priv.-Doz. Dr. med. Peter R. Aldinger
Orthopädische Universitätsklinik
Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg
Schlierbacher Landstraße 200a
69118 Heidelberg

Priv.-Doz. Dr. med. Dipl.-Ing. Rainer Bader
Orthopädische Klinik und Poliklinik
Universitätsklinikum Rostock
Doberaner Straße 142
18055 Rostock

Dr. med. Martin Ellenrieder
Orthopädische Klinik und Poliklinik
Universitätsklinikum Rostock
Doberaner Straße 142
18055 Rostock

Dr. med. Lars Frommelt
Klinische Mikrobiologie
und Krankenhaushygiene
Endo-Klinik Hamburg GmbH
Holstenstraße 2
22767 Hamburg

Prof. Dr. med. Dipl. oec.
Bernhard Greitemann
Klinik Münsterland
Auf der Stöwwe 11
49214 Bad Rothenfelde

Dr. med. Michael John
Universitätsklinikum A.ö.R.
Orthopädische Universitätsklinik
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Leipziger Straße 44
39112 Magdeburg

Priv.-Doz. Dr. med. Olaf Kilian
Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie
Universitätsklinikum Gießen-Marburg,
Standort Gießen
Rudolf-Buchheim-Straße 7
35385 Gießen

Prof. Dr. Veit Krenn
Zentrum für Histologie, Zytologie
und Molekulare Diagnostik Trier
Max-Planck-Str. 18–20
54296 Trier

Dr. med. Sebastian Lieske
Universitätsklinikum A.ö.R.
Orthopädische Universitätsklinik
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Leipziger Straße 44
39112 Magdeburg

Priv.-Doz. Dr. med. Björn Marquardt
Orthopädische Praxis/Praxisklinik
Von-Vincke-Straße 14
48143 Münster

Christian Merle
Orthopädische Universitätsklinik
Ruprechts-Karls-Universität Heidelberg
Schlierbacher Landstraße 200a
69118 Heidelberg

Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier
Direktor der Orthopädischen Klinik
und Poliklinik
Universitätsklinikum Rostock
Doberaner Straße 142
18055 Rostock

Prof. Dr. med. Hans-Wolfram Neumann
Universitätsklinikum A.ö.R.
Orthopädische Universitätsklinik
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Leipziger Straße 44
39112 Magdeburg

Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz
Leiter des Labors für Biomechanik
und Experimentelle Orthopädie
Klinikum Großhadern
Ludwig-Maximilians-Universität München
Marchioninistraße 23
81377 München

Dr. med. Katja Schenk
Universitätsklinikum A.ö.R.
Orthopädische Universitätsklinik
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Leipziger Straße 44
39112 Magdeburg

Prof. Dr. med. Dr. med. vet.
Reinhard Schnettler
Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie
Universitätsklinikum Gießen-Marburg,
Standort Gießen
Rudolf-Buchheim-Straße 7
35385 Gießen

Prof. Dr. med. Jörn Steinbeck
Orthopädische Praxis/Praxisklinik
Von-Vincke-Straße 14
48143 Münster

Dr. med. Kai-Axel Witt
Orthopädische Praxis/Praxisklinik
Von-Vincke-Straße 14
48143 Münster

Inhalt

Autorenverzeichnis	VII		
Abkürzungsverzeichnis	XIII		
1 Materialien und Implantate <i>W. Plitz</i>			
1.1 Historisches	1	2.5.2 Periprothetische Membran vom abriebinduzierten und infektiösen Typ (Mischtyp, Typ III)	21
1.2 Lasttragende Materialien für die Endoprothetik	2	2.5.3 Periprothetische Membran vom indifferenten Typ (nicht abriebinduziert, nicht infektiös, Typ IV)	21
1.3 Tribologisch beanspruchbare Materia- lien, Partikelexpression, Beschichtun- gen	3	2.6 Reproduzierbarkeit der Typisierung . .	22
1.4 Materialien zur Verbesserung des Anwachsverhaltens	6	2.7 Prothesenstandzeit und periprothe- tische Membrantypen	22
1.5 Knochenzemente und Zementier- techniken	7	2.8 Periprothetische Membrantypen und Zementierung	23
1.6 Verwendung der Materialien, wann und wo?	8	2.9 Mikrobiologischer Befund und peri- prothetische Membrantypen	23
1.7 Belastungen des Hüftgelenks in vivo, Rotationsstabilität	9	2.10 Bedeutung der histopathologischen Konsensus-Klassifikation für den Orthopäden/Unfallchirurgen	24
1.8 Individualprothesen, Robotereinsatz und Navigation	10	2.10.1 Standardisierte histopathologische Diagnostik	24
1.9 Zusammenfassung und Ausblick	12	2.11 Periprothetische Membran vom Indifferenztyp (Typ IV)	25
2 Pathologien nach Implantation von Endoprothesen <i>V. Krenn</i>		2.12 Arthrofibrose	26
2.1 Einleitung	15	2.12.1 Typisierung und Graduierung der Arthrofibrose	26
2.2 Periprothetische Partikelerkrankung und Infektion	15	2.12.2 Möglichkeit einer histopathologisch prädiktiven Arthrofibrose-Diagnostik? .	27
2.3 Histopathologische Diagnostik	16	2.13 Zusammenfassung und Ratschläge für die Zusammenarbeit von Pathologen, Orthopäden/Unfallchirurgen	28
2.3.1 Bedeutung der periprothetischen Membran und der Neogelenkkapsel (Neosynovialitis) für die histopathologi- sche Diagnostik	16	3 Schulterendoprothetik <i>B. Marquardt, K.-A. Witt, J. Steinbeck</i>	
2.3.2 Konsensus-Klassifikation der peri- prothetischen Membran	17	3.1 Einleitung	31
2.3.3 Histologische Charakterisierung des Abriebmaterials	18	3.2 Geschichte und Entwicklung der Schulterendoprothetik	31
2.4 Fibrinoide Nekrosen	20	3.3 Anatomie	35
2.5 Hypersensitivitätsreaktionen	20	3.4 Biomechanik und Prothesendesign . . .	36
2.5.1 Periprothetische Membran vom infektiösen Typ (Typ II)	21	3.4.1 Humeruskopfprothese	36
		3.4.2 Glenoidersatz	39
		3.4.3 Oberflächenersatz	41
		3.4.4 Inverse Schulterprothese	44
		3.4.5 Ausblick	47
		3.5 Indikationen und Kontraindikationen .	48
		3.5.1 Primäre Omarthrose	48

3.5.2	Humeruskopfnekrose	49	5.3.2	Ätiologie und Klassifikation	91
3.5.3	Rheumatoide Arthritis	50	5.3.3	Klinik	94
3.5.4	Instabilitätsarthrose	50	5.3.4	Bildgebende Diagnostik	95
3.5.5	Posttraumatische Omarthrose	51	5.4	Indikationen und Kontraindikationen	95
3.5.6	Defektarthropathie	52	5.5	Operationsziele	95
3.5.7	Kontraindikationen	53	5.6	Risiko- und Erfolgsfaktoren	96
3.6	Operationstechnik	53	5.7	Präoperative Maßnahmen	96
3.6.1	Operationsplanung	53	5.7.1	Operationsplanung	96
3.6.2	Schultertotalendoprothese	53	5.7.2	Patientenaufklärung	97
3.7	Ergebnisse	56	5.7.3	Anästhesieverfahren	98
3.8	Komplikationen	57	5.8	Perioperative Maßnahmen	98
3.9	Postoperative Rehabilitation	58	5.9	Postoperative Maßnahmen	99
3.10	Ökonomische Aspekte	59	5.9.1	Allgemeine postoperative Maßnahmen	99
3.10.1	Diagnosis Related Groups in der Schulterendoprothetik	59	5.9.2	Postoperative Schmerztherapie	99
3.10.2	Implantatkosten	60	5.10	Prothesendesign	101
4	Primäre Endoprothetik des Hüftgelenkes <i>O. Kilian, R. Schnettler</i>		5.10.1	Unikondylärer Gelenkersatz (Schlittenprothese)	101
4.1	Einleitung	63	5.10.2	Ungekoppelter bikondylärer Oberflächenersatz	106
4.2	Anatomie des Hüftgelenkes	64	5.10.3	Teilgekoppelte Prothesen	109
4.3	Implantatwerkstoffe	65	5.10.4	Achsgeführte Prothesen	109
4.4	Zementierte versus zementfreie Implantation	66	5.10.5	Modulare Revisionsimplantate/ Tumorphrothesen	111
4.5	Zementierte Implantate	67	5.10.6	Patellofemorale Prothesen	111
4.5.1	Polyethylenpfanne	67	5.11	Operationstechnik	112
4.5.2	Der zementierte Schaft	67	5.11.1	Alternative operative Vorgehensweisen	113
4.6	Zementfreie Implantate	68	5.12	Komplikationen	114
4.6.1	Schraub- und Press-fit-Pfannen	68	5.12.1	Allgemeine Komplikationen	114
4.6.2	Die bipolare Prothese (Duokopf- prothese)	71	5.12.2	Spezielle Komplikationen	114
4.6.3	Die epiphysäre Verankerung (Oberflächenersatz)	72	5.13	Rehabilitation	117
4.6.4	Die metaphysäre Schaftverankerung	74	5.14	Ökonomische Aspekte	118
4.7	Operative Zugangswege	78	5.14.1	Diagnosis Related Groups in der Knieendoprothetik	118
4.8	Prophylaxe heterotoper Ossifikationen	79	5.14.2	Implantatkosten	119
4.9	Thromboseprophylaxe	80	5.15	Ausblick	119
4.10	Autologe Transfusionen	82	6	Sprunggelenksendoprothetik <i>S. Lieske, K. Schenk, M. John, H.-W. Neumann</i>	
4.11	Rehabilitation nach Implantation einer Hüftgelenksendoprothese	83	6.1	Einleitung	121
4.12	DRG-Kodierung der Hüftgelenks- endoprothetik (Version 2008)	85	6.2	Historie	122
5	Endoprothetik des Kniegelenkes <i>C. Merle, P. R. Aldinger</i>		6.3	Implantate	123
5.1	Einleitung	89	6.4	Indikation/Kontraindikation	123
5.2	Anatomische und biomechanische Grundlagen	89	6.4.1	Patientenselektion	128
5.3	Gonarthrose	91	6.4.2	Knöcherne Situation	128
5.3.1	Epidemiologie	91	6.4.3	Ligamentäre Situation	129
			6.4.4	Allgemeine Kontraindikationen	129
			6.5	Alternative Operationen am oberen Sprunggelenk	130
			6.5.1	Alternativoperationen vor Sprung- gelenksendoprothesenimplantation	131
			6.5.2	Alternativen zur Totalendoprothese	133
			6.6	OP-Technik	134

6.7	Zusatzeingriffe	137	7.5.3	Antibiotika, Revision und Explantation der Prothese	171
6.7.1	Tibiotalare Fehlstellungen (Varus/Valgus)	137	7.6	Zusammenfassung	172
6.7.2	Subtalare Fehlstellungen (Varus/Valgus)	140	8	Komplikationen nach endoprothetischen Eingriffen <i>M. Ellenrieder, R. Bader, W. Mittelmeier</i>	
6.7.3	Spitzfußdeformität	141	8.1	Einleitung	175
6.7.4	Arthrosen der Nachbargelenke	142	8.2	Die aseptische Endoprothesenlockerung	175
6.8	Radiologische Diagnostik	143	8.2.1	Risikofaktoren, Ätiologie und Mechanismen	175
6.9	Nachbehandlung	146	8.2.2	Diagnostik und Therapie der aseptischen Endoprothesenlockerung	182
6.9.1	In der Klinik	148	8.3	Materialverschleiß und Materialbruch	187
6.9.2	Ambulant	150	8.4	Periprothetische Frakturen	189
6.9.3	Rehabilitationsmaßnahmen	151	8.5	Periprothetische Infektion und septische Lockerung	193
6.10	DRG	151	8.6	Glutealinsuffizienz, Impingement und Luxationsproblematik	195
6.11	Probleme	151	8.7	Spezielle Komplikationen nach Knie- und Schulterendoprothetik	199
6.11.1	Impingement	152	8.8	Zusammenfassung	203
6.11.2	Fehldimensionierung der Prothesenteile	153	9	Rehabilitation nach Endoprothetik <i>B. Greitemann</i>	
6.11.3	Frakturen	154	9.1	Rehaaufbau – Rehakonzept – Kostenträger – Reha Grundlagen	207
6.11.4	Aseptische Lockerung	155	9.1.1	Grundlagen des Rehabilitationszuganges	208
6.11.5	Infektionen	155	9.2	Rehabilitationsteam	211
6.11.6	Behandlung von prothesenassoziierten Infektionen des oberen Sprunggelenkes	156	9.3	Rehabilitationsspezifische Diagnostik	212
6.11.7	Postoperative Bewegungseinschränkungen	158	9.3.1	Allgemeine und spezielle Anamnese	212
7	Die periprothetische Infektion <i>L. Frommelt</i>		9.3.2	Bildgebende Verfahren	214
7.1	Einleitung oder: Worum geht es?	161	9.4	Spezielle Reha Maßnahmen	215
7.2	Pathogenese der periprothetischen Infektion oder: Wie kommt es dazu?	161	9.4.1	Hüfte	215
7.3	Was macht ein Bakterium zum Erreger einer Infektionskrankheit? – Die Tricks der Bakterien	164	9.4.2	Knie	222
7.3.1	Adhäsine	165	9.4.3	Sprunggelenk	226
7.3.2	Toxine	166	9.5	Behandlungsstrategien	227
7.3.3	Invasine	166	9.5.1	Medikamentöse Therapie	227
7.3.4	Was bedeuten die Tricks der Bakterien bei der periprothetischen Infektion?	166	9.6	Qualitätssicherung	228
7.4	Klinische Symptome und Diagnostik der periprothetischen Infektion	167	9.7	Nachsorge	229
7.4.1	Klinik	167	Anhang	Informationen zu den einzelnen Gelenkprothesen	231
7.4.2	Laborparameter	167	Register		237
7.4.3	Zytologie	167			
7.4.4	Mikrobiologie	168			
7.4.5	Bildgebende Diagnostik	169			
7.5	Therapie der periprothetischen Infektion: Revision und Antibiotika	170			
7.5.1	Antibiotika allein: Besserung der Symptome – Suppression, keine Heilung	170			
7.5.2	Antibiotika, Revision und Prothesenerhalt: Die Ausnahme	171			

Abkürzungsverzeichnis

a.p.	anterior-posterior
AAOS	American Academy of Orthopaedic Surgeons
ADL	activity of daily life
AHB	Anschlussheilbehandlung
BHR	Birmingham Hip Resurfacing
BMI	body mass index
BMP	bone morphogenic proteins
BSG	Blutsenkungsgeschwindigkeit
BW	body weight
CAS	computer assisted surgery
CCD	Collum-Centrum-Diaphysenwinkel
CFK	kohlenstoffverstärkte Kunststoffe
COPD	chronic obstructive pulmonary disease
CPM	continuous passive motion
CRP	C-reaktives Protein
CT	Computertomographie
DLC	diamond like carbon
DmpT	N,N-Dimethyl-p-toluidin
DRG	diagnosis related group
DSA	digitale Subtraktionsangiographie
DSP	Druckscheibenprothese
EAP	erweiterte ambulante Rehabilitation
EK	Erythrozytenkonzentrat
FBL	funktionelle Bewegungslehre
FDA	Federal Food and Drug Administration
FFP	fresh frozen plasma
HA	Hydroxylapatit
HE	Hämatoxylin-Eosin
HIT	heparininduzierte Thrombozytopenie
HKB	hinteres Kreuzband
HO	heterotope Ossifikation
HPF	high power field
ICC	intraclass correlation coefficient
ICF	International Classification of Functioning, Disability and Health
IL-6, IL-10	Interleukin-6/-10
IRO	Innenrotation
KBE	Kolonie bildende Einheiten
KHK	koronare Herzkrankheit
LISS	less invasive stabilization system
LPS	Lipopolysaccharide

M.	Musculus, Muskel
MIS	minimal invasive surgery
MRSA	methillinresistenter Staphylococcus aureus
MRSE	methillinresistenter Staphylococcus epidermidis
MRT	Magnetresonanztomographie
NMH	niedermolekulares Heparin
NPV	negative predictive value
NRS	numerische Rating-Skala
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
OATS	osteocondrale autologe Transplantation
OSG	oberes Sprunggelenk
p.a.	posterior-anterior
p.o.	postoperativ
PACS	digitale Bildverarbeitung
PAS	Periodsäure-Schiff-Reagens
PAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PCA	patient controlled anaesthesia
PCT	Procalcitonin
PDGF	platelet derived growth factor
PDK	Periduralkatheter
PE	Polyethylen
PET	Positronenemissionstomographie
PIR	postisometrische Relaxation
PMMA	Polymethylmethacrylat
PNF	propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation
PPV	positive predictive value
PVNS	pigmentierte villomoduläre Synovitis
RKI	Robert-Koch-Institut
ROM	range of motion
SCV	small colony variants
TEP	Totalendoprothese
TGF	transforming growth factor
TNF α	Tumornekrosefaktor α
TVT	tiefe (Bein-)Venenthrombose
UHMWPE	ultrahochmolekulares Niederdruckpolyethylen
VAS	visuelle Analogskala
VKB	vorderes Kreuzband
VRE	vancomycinresistente Enterokokken
WHO	World Health Organization
X-PE	quervernetztes Polyethylen

1 Materialien und Implantate

W. Plitz

1.1 Historisches

Obwohl die Anfänge der Endoprothetik bis zum Ende des 19. Jahrhunderts zurückreichen, stellte sich ein systematischer Erfolg – zumindest bei der Hüftendoprothetik – erst ab ca. 1960 ein. Die Pioniertat des Sir John Charnley war es, die den dann beginnenden Siegeszug der Hüftendoprothetik in Gang setzte und für die weltweite Verbreitung dieser äußerst erfolgreichen chirurgisch-orthopädischen Therapiemaßnahme sorgte.

Zwei entscheidende Maßnahmen trugen zum Erfolg bei: einmal die Verwendung des Polyethylens (PE) als Gleitwerkstoff, des Weiteren die Einführung des Knochenzements (Polymethylmethacrylat, PMMA), den Charnley aus der Zahnheilkunde adaptierte. Zu beiden Überlegungen hat Charnley später ausführliche Monographien veröffentlicht und darin all seine Gedanken und Vorstellungen zu Papier gebracht, die letztendlich den Erfolg begründeten, die aber auch dem interessierten Wissenschaftler Einblick in die Vorgehensweise verschaffen. Auch wenn im Zuge der Weiterentwicklung, die mit einer enormen Vielfalt an Modellen einherging, manche Vorstellungen von Charnley überholt sind, so war es dennoch er, der die entscheidenden Impulse hinsichtlich der Materialauswahl geliefert hat. Er hatte auch den einen oder anderen Irrweg aufgezeichnet, so beispielsweise das zunächst favorisierte Teflon als Gleitwerkstoff, hatte dann aber mit Akribie und Forscherdrang Irrwege verlassen, einen besseren Weg gesucht und offenbar auch gefunden.

Wohl auch wegen seiner wissenschaftlich konsequenten Vorgehensweise und den damit verbundenen Erfolgen wurde er von Königin Elisabeth II im Jahr 1977 zum „Sir“ geadelt.

Der nach Charnley einsetzende Boom der Hüft- und später auch der Knieendoprothetik hat eine enorme Zahl von Neuentwicklungen hervorgebracht (wir zählen z. Zt. im europäischen Sprachraum nahezu an die 400 Modellvarianten für die Hüfte), bei denen alles, was an Design, Material und letztendlich auch an Philosophien entwickelt wurde, zu finden ist. Manche Fehlentwicklungen waren zu verzeichnen und haben uns gelehrt, mit neuen Materialentwicklungen behutsam und umsichtig umzugehen und in jedem Fall labortekhnische Untersuchungen voranzustellen, um das Versagensrisiko für den Patienten so gering wie möglich zu halten. Auch von den immer wieder gemeldeten Schadensfällen, die letztendlich intensiv untersucht wurden, können Verbesserungen für weitere Entwicklungen

Systematischer Erfolg der (Hüft-)Endoprothetik seit 1960

Zwei entscheidende Maßnahmen:

- Verwendung von Polyethylen als Gleitwerkstoff
- Einführung des Knochenzements

Große Zahl an Neuentwicklungen bzgl. Design, Material, Philosophie

Behutsamer und umsichtiger Umgang mit neuen Materialentwicklungen, um Versagensrisiko gering zu halten

Materialentwicklung des sog. „U-Boot-Stahls“ führte zu einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung als lasttragendes Material für Endoprothetik

Rostfreier Edelstahl als weitere Entwicklungsstufe

Probleme von Edelstahlprothesen:

- ▶ nicht biegesteif
- ▶ nach gewissen Standzeiten Korrosionserscheinungen wie Reib-, Loch- und Spaltkorrosion

Edelstahl für temporäre Implantate (Platten, Schrauben) noch immer Werkstoff der Wahl

Osteosynthesematerial aus Titanlegierung auf dem Vormarsch

Ermüdungsbrüche bei CoCrMo-Gussmaterial
Daher Entwicklung hoch ermüdungsfester CoCrMo-Schmiedelegerungen

abgeleitet werden, damit künftig ähnliche Probleme vermieden werden.

In der Folge soll ein Überblick über diejenigen Materialien der Endoprothetik gegeben werden, die heute zum Einsatz kommen und die – zumindest was den überschaubaren Zeitraum betrifft – als bewährt angesehen werden dürfen.

1.2 Lasttragende Materialien für die Endoprothetik

Hier nochmals ein kurzer historischer Abriss insofern, als bereits 1938 eine vom englischen Militär in Auftrag gegebene Materialentwicklung des sog. „U-Boot-Stahls“ bis heute noch fortwirkt. Die Maßgabe war damals, ein hochkorrosionsbeständiges eisenfreies Material zu entwickeln, das extreme Salzwasserbeständigkeit zeigt und wegen der feindlichen Ortung kein Eisen als Legierungsbestandteil enthalten durfte. Das Ergebnis war eine Kobalt-Chrom-Molybdän-(CoCrMo-)Legierung, die diesen Anforderungen gerecht wurde. Diese Legierung war seinerzeit mit dem Handelsnamen „Vitallium“ belegt. Smith-Petersen, ein englischer Orthopäde, adaptierte dieses Material für seine sog. „Smith-Peterson cup“, dies war eine dünnwandige Metallschale, die ohne Fixationsmaterial über den Hüftkopf „gestülpt“ wurde und teilweise mit erstaunlichen Langzeitergebnissen aufwarten konnte. Smith-Petersens diesbezügliche frühere Aktivitäten und Ergebnisse mit anderen Materialien (Glas, Viscaloid, Bakelit) waren wenig erfolgreich.

Als weitere Entwicklungsstufe ist der Edelstahl zu nennen, der jedoch erst ab etwa 1948 eine größere Bedeutung gewann und heute im Wesentlichen nur noch für temporäre Osteosyntheseimplantate Verwendung findet. Dieser rostfreie Edelstahl ist heute im Rahmen der ISO-Norm 5832-1 normiert. Auch Charnley benutzte anfänglich für seine Schäfte einen Edelstahlwerkstoff, der sich jedoch als nicht biegesteif erwies und zudem nach gewissen Standzeiten Korrosionserscheinungen wie Reib-, Loch- und Spaltkorrosion zeigte. Diese Erscheinungen traten insbesondere dort auf, wo im Interface/Prothesenschaft eine Sauerstoffverarmung auftrat und es wegen der dort stattfindenden Relativbewegungen zu keiner ausreichenden Repassivierung des Grundmaterials kommen konnte. Es sei hier nochmals angemerkt, dass Edelstahl für temporäre Implantate (Platten, Schrauben etc.) noch immer als Werkstoff der Wahl gilt, diese Implantate bekanntermaßen jedoch nicht permanent im Körper verbleiben. Die Verwendung von Osteosynthesematerial aus Titanlegierung ist dennoch auf dem Vormarsch.

Unter dem Eindruck immer wieder festgestellter Ermüdungsbrüche bei CoCrMo-Gussmaterial, insbesondere wenn es infolge proximaler Osteolyse zu Schwingungen des gelenknahen Schaftanteils kommt, wurde von einem namhaften Schweizer Prothesenhersteller die Entwicklung hoch ermüdungsfester CoCrMo-Schmiedelegerungen vorangetrieben. Die Anwendung dieses hochfesten Werkstoffs konnte die gefürchteten Ermüdungsbrüche erheblich einschränken.

Als momentan letzte Entwicklungsstufe für lasttragende Materialien im Bereich der Endoprothetik können die Titanschmiedelegerungen angesehen werden. Diese Entwicklung ist auch im Zuge der Entwicklung zementfreier Implantationstechniken zu sehen, denn Titan bzw. dessen Legierungen zeigen ein ausgezeichnetes Anwachsverhalten bei gleichzeitiger hoher Ermüdungsfestigkeit.

Tab. 1.1 zeigt die derzeit üblichen Implantatmaterialien für lasttragende Komponenten, soweit sie im Rahmen der ISO-Norm 5832-1 genannt sind. Die Werkstoffe Tantal und Niob sowie kohlefaserverstärkte Kunststoffe haben bislang keine größere klinische Bedeutung erlangen können.

Tab. 1.1: Metallische Werkstoffe als Implantatmaterial

ISO	Material	Komposition
5832-1	Wrought Stainless Steel	FeCrNiMo
5832-2	Unalloyed Titanium	Ti
5832-3	Wrought Ti-6 Al-4 V Alloy	TiAlV
5832-4	Cast CoCrMo Alloy	CoCrMo
5832-5	Wrought CoCrWNi Alloy	CoCrWNi
5832-6	Wrought CoNiCrMo Alloy	CoNiCrMo
5832-7	Forgeable and cold-formed CoCrNiMoFe Alloy	CoCrNiMoFe
5832-8	Wrought CoNiCrMoWFe Alloy	CoNiCrMoWFe
5832-9	Wrought high Nitrogen Stainless Steel	FeCrNiMnMoNbN
5832-10	Wrought TiAlFe Alloy	TiAlFe
5832-11	Wrought TiAlNb Alloy	TiAlNb
5832-12	Wrought CoCrMo Alloy	CoCrMo
5832-13	Unalloyed Tantalum	Ta

Die hohen Anforderungen hinsichtlich der Lastübertragung bei künstlichen Gelenken haben enorme Anstrengungen der Implantat- bzw. Werkstoffhersteller mit sich gebracht, mit dem Ergebnis, dass hier erstaunliche Fortschritte erzielt werden konnten, die letztendlich dem Patienten zugute gekommen sind.

1.3 Tribologisch beanspruchbare Materialien, Partikelexpression, Beschichtungen

Frühe Versuche, geeignete tribologisch (Tribologie: Lehre von Reibung, Verschleiß und Schmierung, griech. „tribos“ = reiben) beanspruchbare Materialien für künstliche Hüftprothesen zu finden, gehen auf die Zeit zurück, wo noch kein acetabulärer Ersatz angesagt war, sondern der künstliche Hüftkopf mit dem Knorpel bzw. dem Knochen des Acetabulums artikulieren sollte. Abgesehen von der Cup-Plastik nach Smith-Petersen stellten die Brüder Judet aus Frankreich 1949 ihre Schenkelhalsprothese mit Plexiglaskopf vor. Die Ergebnisse mit diesen Prothesen waren letztlich nicht befriedigend, weil das Plexiglas tribologisch nur sehr begrenzt beanspruchbar war und auf sehr früh revidierten Komponenten teilweise erhebliche Abriebspuren erkennbar waren.

Titanschmiedelegerungen derzeit letzte Entwicklungsstufe für lasttragende Materialien

Derzeit übliche Implantatmaterialien für lasttragende Komponenten im Rahmen der ISO-Norm 5832-1

Enorme Anstrengungen der Implantat- bzw. Werkstoffhersteller wegen hoher Anforderungen an Lastübertragung

Frühe Entwicklungen tribologisch beanspruchbarer Materialien für künstliche Hüftprothesen:

- ▶ Cup-Plastik nach Smith-Petersen aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
- ▶ Schenkelhalsprothese mit Plexiglaskopf

Materialien tribologisch nur sehr begrenzt beanspruchbar

Teflon als Gleitwerkstoff nicht erfolgreich

80 % der Hüft- und 100 % der Kniegelenkprothesen mit ultrahochmolekularem Niederdruckpolyethylen ausgestattet

Konventionelles Polyethylen bewährt und vorteilhaft

Nachteile:

- ▶ cold flow
- ▶ nicht alterungsstabil

Vorteile:

- ▶ Biokompatibilität
- ▶ gute tribologische Eigenschaften
- ▶ tribologische Funktion auch unter Schmierstoffmangel
- ▶ günstiger Preis
- ▶ sehr gute Bearbeitbarkeit

Vorteile durch Hochvernetzung des konventionellen Polyethylens bei gleichzeitiger Radikalreduzierung (crosslinking)

Alterung des konventionellen Polyethylens wohl durch Verschleißpartikelexpression

Folge: Osteolysen, Granulome etc., die aseptische Lockerung induzieren

Al_2O_3 -Keramik für Hüftendoprothetik

Das bereits eingangs erwähnte Teflon als Gleitwerkstoff wurde – wie berichtet – zunächst von Charnley favorisiert, jedoch zeigten die wenigen klinischen Anwendungen, dass ein Langzeiterfolg nicht zu erwarten war.

Mehr als 40 Jahre liegen seit der Einführung des Polyethylens (PE) durch Sir John Charnley zurück, wobei heute nach wie vor 80 % aller Hüft- und 100 % aller Kniegelenksendoprothesen mit UHMWPE (ultrahochmolekularem Niederdruckpolyethylen) ausgestattet sind.

Diese Tatsache lässt unzweifelhaft darauf schließen, dass das konventionelle Polyethylen als bewährt und vorteilhaft angesehen werden muss. Obwohl durchaus auch einige nachteilige Eigenschaften des Polyethylens bekannt sind (z. B. cold flow, nicht alterungsstabil), dürften für die Anwendung im Gelenkimplantatbereich die Vorteile überwiegen. Dies sind zum einen die ausgezeichnete Biokompatibilität, die überragenden tribologischen Eigenschaften, nicht zuletzt die sog. Notlaufeigenschaften, d. h. die tribologische Funktion auch unter Schmierstoffmangel, und schließlich der günstige Preis bei sehr guter Bearbeitbarkeit. Es hat nicht an zahlreichen Versuchen gefehlt, die verschiedenen Eigenschaften des Polyethylens zu verbessern; dies war z. B. die Entwicklung eines kohlefaserverstärkten PE (PolyTwo) oder die Hochverdichtung (Hylamer). Verschiedene Versuche wurden unternommen, durch diverse Zusatzstoffe (z. B. Vitamin E) die Altersbeständigkeit zu verbessern.

Das vor einigen Jahren vorgestellte Verfahren des sog. „crosslinking“, die Hochvernetzung des konventionellen Polyethylens bei gleichzeitiger Radikalreduzierung, scheint für den Bereich Endprothetik gewisse Vorteile zu bringen, auch wenn die Zeit der klinischen Erprobung noch nicht ausreichend ist. Für die Knieendoprothetik gab es wegen der sog. Roll-/Gleitbeanspruchung zunächst gewisse Bedenken, was den diesbezüglichen Einsatz betraf. Aufgrund umfangreicher Laborversuche konnten die Bedenken jedoch zwischenzeitlich reduziert werden.

Inwiefern die angestrebte verbesserte Alterungsbeständigkeit der Crosslink-Varianten des Polyethylens tatsächlich zum Tragen kommt, dürfte erst nach entsprechender Langzeitexposition in vivo zu beurteilen sein. Die nach wie vor eintretende Alterung des konventionellen Polyethylens nach etwa 15 bis 20 Jahren Verweilzeit ist offenbar mit der auftretenden Verschleißpartikelexpression in Zusammenhang zu bringen, die letztendlich wegen der Dekompensation des Abtransportmechanismus zu Osteolysen, Granulomen etc. führt und damit anscheinend die aseptische Lockerung induziert. Der sog. Partikelforschung wird derzeit viel Aufmerksamkeit vor allem in biologisch orientierten Labors gewidmet. Inwieweit hier in absehbarer Zeit klinisch relevante Ergebnisse zu erhoffen sind, muss momentan noch offen bleiben.

Die Suche nach tribologisch beanspruchbaren Materialien für Gelenkimplantate führte ca. 1970 den französischen Kollegen Boutin dazu, Al_2O_3 -Keramik für die Hüftendoprothetik vorzuschlagen. Die-

ser Gedanke wurde von den deutschen Herstellern Feldmühle AG (Plochingen), Rosenthal AG (Selb) und Friedrichsfeld (Mannheim) aufgegriffen und entsprechende Hüftköpfe aus Al_2O_3 -Keramik angeboten, zunächst jedoch nur in Kombination mit Polyethylen. Erst Mittelmeier (1975) wagte den Versuch, eine Keramik/Keramik-Paarung zu verwenden, wobei die Keramikpfanne als Monoblockausführung Verwendung fand. Bis heute stehen manche Skeptiker der Al_2O_3 -Keramik mit Vorbehalt gegenüber, da auch heute noch immer wieder über Brüche von Al_2O_3 -Köpfen berichtet wird, wobei die Ursachen dieser Brüche nach wie vor unklar sind. Einerseits werden gewisse „Mix-und-match“-Praktiken für diese Brüche verantwortlich gemacht, andererseits insbesondere die Handhabung beim intraoperativen Fügen des Kopfes auf den Konus. Hier können offenbar geringste Unsauberkeiten schon zu hohen Spannungen führen, die dann letztendlich im Bruch des Kopfes enden.

Unzweifelhaft sind die herausragenden tribologischen Eigenschaften der Keramik/Keramik-Paarung, wobei heute entsprechende Inlays für den metallischen Cup angeboten werden.

Tab. 1.2 gibt einen Überblick über die verschiedenen Gleitpaarungen inkl. der Kombinationsmöglichkeiten, wie sie heute im Einsatz sind. Der Trend geht momentan zu sog. Mischkeramiken (z. B. BIO-LOX delta), die noch höhere Druck- und Zugfestigkeiten aufweisen als herkömmliche Al_2O_3 -Keramik.

Tab. 1.2: Werkstoffe für tribologisch beanspruchte Komponenten (realisierte Kombinationen)

	PE	St	CoCrMo	Al_2O_3	ZrO_2	CFK
PE ¹⁾		X	X	X	X	
St	X	X				
CoCrMo	X		X			
Al_2O_3	X			X	X ²⁾	X
ZrO_2	X			X ²⁾	X ²⁾	
CFK				X		

¹⁾ seit ca. acht Jahren auch Crosslink-PE

²⁾ nur in Frankreich

Neben der Keramik/Keramik-Paarung hat sich auch die Metall/Metall-Paarung einen festen Platz bei den Gleitpaarungen erobern können. Dies trifft insbesondere für den Oberflächenersatz (hip resurfacing nach McMinn) zu. Hier haben sich jedoch gewisse Bedenken ergeben: Während des Einlaufverschleißes werden Partikel üblicher Größenordnung produziert. Nachdem dieser beendet ist (ca. 1–2 Millionen Zyklen entsprechend 1–2 Jahren Laufzeit in vivo), zeigen sich sog. Nanopartikel, die sich aufgrund hoher Anzahl und großer Oberflächen offenbar den bekannten Abtransportmechanismen entziehen und Interaktionen mit dem Stoffwechsel zeigen, was mitunter zu hohen Cr- und Co-Serenspiegeln führt. Wie der Tab. 1.3 zu entnehmen ist, ergeben die verschiedenen Gleitpaarungen unterschiedliche Abriebmengen.

Hüftköpfe aus Al_2O_3 -Keramik in Kombination mit Polyethylen oder als Keramik/Keramik-Paarung

Berichte über Brüche von Al_2O_3 -Köpfen

Ursachen unklar, möglicherweise:

- ▶ „Mix-und-match“-Praktiken
- ▶ Handhabung beim intraoperativen Fügen des Kopfes auf den Konus

Keramik/Keramik-Paarung mit sehr guten tribologischen Eigenschaften

Trend: Mischkeramiken mit höheren Druck- und Zugfestigkeiten als Al_2O_3 -Keramik

Verschiedene Gleitpaarungen und ihre Kombinationsmöglichkeiten

Metall/Metall-Paarung mit festem Platz bei Gleitpaarungen, v. a. bei Oberflächenersatz

Problem: Auftretende Nanopartikel interagieren mit Stoffwechsel

Folge: u. U.: hohe Cr- und Co-Serenspiegel

Abriebmengen verschiedener Gleitpaarungen

Nur wenige Materialien für tribologische Beanspruchungen geeignet
V. a. bei Knieendoprothesen: aus allergologischen Gründen Einsatz von Titanwerkstoffen
Ohne Oberflächenmodifikationen keine tribologische Anwendung der Titanwerkstoffe
Zwei Oberflächenmodifikationen:

- Oberflächenbeschichtung

Problem: Abplatzungen durch Unterschiede zwischen harten Schichten für tribologische Beanspruchung und weichem Titan

- Abplatzungen bei diamantähnlicher Beschichtung
- Oberflächenvergütung

Problem: kostenintensiver, höherer Fertigungsaufwand

Zwei Substanzen zur Verbesserung des Anwachsverhaltens der Knochensubstanz
Problem: Abplatzen der Substanzen vom Trägermaterial sowie „Aufbrauch“

Tab. 1.3: Abriebvolumen bei verschiedenen Materialkombinationen (nach AAOS 1999 Committee of Biomedical Engineering)

Materialkombination	Linearer Abrieb/Jahr [mm]	Abriebvolumen/Jahr [mm]
Metall – UHMWPE	0,2	55,71
Keramik – UHMWPE	0,1	17,91
Metall – Metall	0,01	0,88
Keramik – Keramik	0,005	0,04

Wie schon Tab. 1.2 zeigt, stehen nur wenige Materialien zur Verfügung, die für tribologische Beanspruchungen geeignet sind, wobei diese dann auch entsprechend Tab. 1.2 in ihrer Güte erheblich differieren können.

Versuche, Grundmaterialien, insbesondere Titanwerkstoffe, einer tribologischen Beanspruchbarkeit zuzuführen, wurden und werden immer wieder unternommen, da vor allem im Knieendoprothesenbereich aus allergologischen Gründen Titanwerkstoffe eingesetzt werden müssen, diese jedoch ohne Oberflächenmodifikationen tribologisch nicht angewendet werden können. Infrage kommen verschiedene Technologien, die auch einem ständigen Fortschritt unterliegen. Prinzipiell sind zwei Oberflächenmodifikationen bekannt. Eine ist die sog. Oberflächenbeschichtung, wobei Schichten aus verschiedenen Materialien mit unterschiedlicher Technologie aufgebracht werden. Das Problem hierbei stellt sich insofern, als die tribologischen Beanspruchungen einerseits harte Schichten erfordern, der Grundwerkstoff Titan aber eher als „weich“ einzustufen ist. Die dadurch entstehenden E-Modul-Unterschiede an den Grenzschichten können im Zweifelsfall zu Abplatzungen mit allen daraus resultierenden negativen Folgen für die angestrebte Gleitpaarung führen.

Die immer wieder propagierte diamantähnliche Beschichtung (diamond like carbon, DLC) fällt ebenfalls unter diese Problematik, denn auch hier zeigen sich, teilweise schon im Versuchslabor, erhebliche Abplatzungen.

Sinnvoller erscheint uns die sog. Oberflächenvergütung, wobei hier technische Maßnahmen zu ergreifen sind, welche die bestehende Oberfläche so verändern bzw. vergüten, dass eine dauerhafte tribologische Beanspruchbarkeit entsteht. Nach unseren Erkenntnissen ist diese Technologie jedoch erheblich kostenintensiver, wobei auch der Fertigungsaufwand entsprechend höher anzusetzen ist.

1.4 Materialien zur Verbesserung des Anwachsverhaltens

Hier haben sich im Wesentlichen zwei Substanzen bewährt, die meist im sog. Plasmaporeverfahren auf die Träger (hier Hüftschäfte) aufgebracht werden, um ein schnelleres Anwachsen der Knochensubstanz zu bewirken. Ein bisher nicht beherrschbares Problem ist das Abplatzen dieser Substanzen vom Trägermaterial, aber auch der „Auf-

brauch“, sodass sich nach absehbarer Zeit die Knochensubstanz dem Trägermaterial gegenüber sieht. U. E. sind diese Maßnahmen insofern fragwürdig, als bei zementfreier Implantationstechnik Titanlegierungen ohnehin ein ausgezeichnetes Anwachsverhalten zeigen und damit diese Technologie entbehrlich erscheint. Lediglich die Anwachs geschwindigkeit mag bei diesen Beschichtungen größer sein als bei reinen Titanoberflächen, auf Dauer dürfte jedoch das Anwachsen an die Titanoberflächen als stabiler angesehen werden.

1.5 Knochenzemente und Zementiertechniken

Wie weiter oben bereits erwähnt, hat die Einführung des Knochenzements (Polymethylmethacrylat, PMMA) durch Charnley die Endoprothetik insoweit revolutioniert, als nunmehr ein Biomaterial zur Verfügung stand, das die dauerhafte Fixation von Prothesenkomponenten möglich machte. PMMA ist ein Kunststoffsystem, das aus zwei Komponenten (Monomerflüssigkeit und Acrylatpulver) besteht und mit diversen Zusatzstoffen versehen ist, um die Gebrauchsfähigkeit den Gegebenheiten anzupassen. Die beiden Komponenten werden intraoperativ vermischt, wobei nach dem Ablauf der sog. Teigzeit eine gut formbare, plastilinähnliche Masse entsteht, die innerhalb eines Zeitfensters (ca. 3–5 Minuten) vor Ort gebracht werden muss.

Die Aushärtung unter Temperaturentwicklung erfolgt innerhalb von 8–10 Minuten ab Anmischbeginn. Wichtig ist, darauf hinzuweisen, dass während der Aushärtungszeit keine Relativbewegungen zwischen Zement und Implantat erfolgen sollten (etwa ein Hammer Schlag oder dergleichen). Es ist auch zu beachten, dass sich keine größeren Zementansammlungen bilden sollen, denn innerhalb dieser entstehen teilweise Temperaturen, die über den Koagulationspunkt des Eiweißes hinausgehen und Thermoschäden verursachen können. In den Anfangszeiten der Zementanwendung wurde die Einbringtechnik noch sehr unterschiedlich gehandhabt, insbesondere erfolgte das Einbringen des Zements in den präparierten Markraum von proximal nach distal. Teilweise wurden hierzu die Finger und oftmals auch stößelartige Gerätschaften benutzt und der Zement in kleinen Portionen eingebracht (z. B. Suppositorientechnik). Mit zunehmender Erkenntnis der Wichtigkeit eines geschlossenen Zementköchers wurde schließlich zur sog. retrograden Spritztechnik übergegangen, d. h. der Zement wurde mittels Spritze und zugehörigem Verlängerungsschlauch von distal nach proximal appliziert. Nicht nur aus arbeitsmedizinischer Sicht (Monomerdämpfe sind gesundheitsschädlich), sondern auch wegen eines blasenfreien und damit mechanisch stabileren Gemisches wurde zunehmend im Vakuum angemischt. Entsprechende Empfehlungen sind überdies von den Zementherstellern ergangen und haben in entsprechenden Normen ihren Niederschlag gefunden.

Titanlegierungen mit sehr gutem Anwachsverhalten bei zementfreier Implantationstechnik

Knochenzement aus Polymethylmethacrylat
Zwei Komponenten, die intraoperativ vermischt werden und plastilinähnliche Masse bilden

Schnelle Verwendung (3–5 Min.) nötig
Aushärtung unter Temperaturentwicklung innerhalb von 8–10 Min.
Wichtig:

- ▶ während Aushärtung keine Relativbewegung zwischen Zement und Implantat
- ▶ keine Bildung größerer Zementansammlungen wegen Thermoschäden

Zementeinbringung mittels Spritze und Verlängerungsschlauch von distal nach proximal

Anmischung unter Vakuum (Monomerdämpfe; blasenfreies, mechanisch stabileres Gemisch)

Zahlreiche Zement-
produkte mit nur graduel-
len Unterschieden

Für spezielle Anwendun-
gen Knochenzemente
mit angepassten Eigen-
schaften

Knochenzement
unterliegt Degradation

Seit ca. 1975 zement-
freie Implantations-
techniken

Differenzierte Anwen-
dung der verschiedenen
Materialien

Anwendung bestimmter
Materialien abhängig
von Indikation und
Patientenalter

Zwischenzeitlich werden zahlreiche Zementprodukte angeboten, wobei seitens der Anbieter immer wieder auf die besonderen Vorteile verwiesen wird. Die Unterschiede sind u. E. lediglich graduell, da alle im Handel befindlichen Zemente den einschlägigen Normen unterliegen, in denen alle relevanten Parameter festgehalten sind. Für spezielle Anwendungen (z. B. Kyphoplastie) sind heute auch Knochenzemente mit angepassten Eigenschaften erhältlich. Wie alle Kunststoffe unterliegen auch Knochenzemente einer Degradation bzw. Alterung, was mitunter an der Verfärbung revidierter Zementpartien erkennbar ist.

Letztendlich hat diese Eigenschaft der Zemente dazu beigetragen, ab ca. 1975 auch auf die zementfreie Implantationstechniken überzugehen.

1.6 Verwendung der Materialien, wann und wo?

Sowohl die lasttragenden als auch die tribologisch beanspruchbaren Materialien, aber auch die Materialien zur Fixation der Komponenten werden heute sehr differenziert angewendet (Tab. 1.4).

Tab. 1.4: Materialverwendung

Metalle	
Zementfreie Hüftendoprothesenschäfte	primär geschmiedete Titanlegierungen, zum Teil gegossene und geschmiedete CoCrMo-Legierungen
Zementierte Hüftendoprothesenschäfte	gegossene und geschmiedete CoCrMo-Legierungen, zum Teil Titanlegierungen und rostfreie Stähle
Prothesenköpfe	gegossene und geschmiedete CoCrMo-Legierungen; rostfreie Stähle sollten aufgrund der höheren Abriebwerte nicht verwendet werden
Metallische Pfannenschalen	geschmiedetes Reintitan und Titanlegierungen, zum Teil gegossene oder geschmiedete CoCrMo-Legierungen
Pfannengleitschale (Metall-Metall-Gleitpaarung)	geschmiedete CoCrMo-Legierung
Knieendoprothesenkomponenten	gegossene und geschmiedete CoCrMo-Legierungen
Andere Gelenke	gegossene und geschmiedete CoCrMo-Legierungen und geschmiedete Titanlegierungen
Oberflächenbeschichtungen	Reintitan
Kunststoffe als Implantatmaterial	
ISO 5833	Acrylic Resin Cements PMMA
ISO 5834-1	UHMWPE Polyethylene, „powder form“ PE
ISO 5834-2	UHMWPE Polyethylene, moulded form PE

Die Indikationsstellung, das aktuelle, das biologische, aber auch das zu erwartende Alter des Patienten, das letztendlich eine Lebenserwartungsprognose zur Folge hat, bestimmen die Anwendung bestimmter Materialien und entsprechender Implantationstechniken. Patienten, deren Prognose dahin geht, dass mindestens noch eine Revision zu erwarten ist, wird man in aller Regel mit einem zementfreien Implantatsystem versorgen, während bei einem Patienten jenseits des 75. Lebensjahrs davon ausgegangen wird, dass der Primärimplantation keine weiteren folgen werden und daher auch eine CoCrMo-Endoprothese zementiert werden kann.

Ein weiterer Aspekt besteht darin, dass Patienten mit zementierten Systemen schneller zu mobilisieren sind und größtenteils der längere Gebrauch von Unterarmgehstützen entfällt. Der Gebrauch dieser Krücken ist bekanntermaßen bei älteren Patienten ohnehin problematisch.

Die Verwendung unterschiedlicher Materialien wird – wie geschildert – zumindest bei der Hüftendoprothetik nach den eben beschriebenen Kriterien erfolgen. Eine diesbezügliche Auswahl besteht bei der Knieendoprothetik nicht, sieht man von der Modellauswahl im Hinblick auf Stabilisationskriterien einmal ab. Die Verwendung von Knieendoprothesen aus Titanlegierungen stellt wegen allergologischer Probleme nach wie vor eine Sonderindikation dar. Die Entwicklung von Femurkomponenten für Knieendoprothesen aus Zirkonoxidmaterialien oder sog. Mischkeramiken steht noch am Anfang, da hier wegen der erheblichen Zugspannungssituationen mit Brüchen gerechnet werden muss.

1.7 Belastungen des Hüftgelenks in vivo, Rotationsstabilität

Die Materialauswahl für künstliche Hüft- und Kniegelenke und andere Implantate hängt wesentlich von deren Beanspruchung in vivo ab. Während bis 1965 (Pauwels) hierzu lediglich Spekulationen und Vermutungen existierten, konnte man ab diesem Zeitpunkt zumindest auf theoretisch begründete Erkenntnisse zurückgreifen, die zwar von den Skeptikern mitunter infrage gestellt wurden, aber – wie sich 35 Jahre später herausstellte – dennoch im Wesentlichen bestätigt werden konnten. Charnley, der zunächst Endoprothesen aus rostfreiem Stahl verwendete, war immer wieder erstaunt, dass diese sehr stabilen, metallischen Bauteile in vivo Verbiegungen erlitten, die labormäßig fast nicht nachzuvollziehen waren.

Mit den bahnbrechenden Arbeiten einer Berliner Arbeitsgruppe um Bergman und Rohlmann konnte 1990 erstmals gezeigt werden, dass die Belastungen des Hüftgelenks erheblich höher sein können als zunächst angenommen. Die Vorstellung, wonach Gelenkkräfte lediglich von Gewichtskräften abhängen müssten, wurde gründlich insofern revidiert, da offenbar der größere Anteil der Belastungen aufgrund reaktiver Muskelkräfte zustande kommt.

Patienten mit zu erwartender Revision: zementfreies Implantatsystem

Patienten über 75 Jahre: zementierte Endoprothese

Schnellere Mobilisierung von Patienten mit zementierten Systemen

Verwendung von Knieendoprothesen aus Titanlegierungen wegen allergologischer Probleme Sonderindikation

Materialauswahl für Hüft- und Kniegelenkendoprothesen sowie andere Implantate von Beanspruchung in vivo abhängig

Belastungen des Hüftgelenks erheblich höher als angenommen

Belastungen aufgrund reaktiver Muskelkräfte

Ermittelte Belastungen
in Prozent des Körper-
gewichts

Induktion enormer
Belastungen durch
unkontrollierte, spontane
Bewegungen oder
Joggen

Hohe Rotationsstabilität
der Implantatmodelle
insbesondere beim
Flektieren des Beines
erforderlich

Daten über Belastung
von Kniegelenk,
Wirbelsäule und
Schultergelenk

Wichtig für Material-
auswahl und -weiter-
entwicklung

Custom-made-Modell
auf Grundlage eines
Computertomogramms

Tab. 1.5 zeigt einen Überblick über die ermittelten Belastungen in Prozent des Körpergewichts (BW).

Tab. 1.5: Beanspruchung des Hüftgelenks (resultierende Gelenkkraft)

Stehen		80–100 % BW*)
Gehen	< 2 km/h	300 % BW
	3 km/h	307–324 % BW
	5 km/h	370–430 % BW
Joggen	7 km/h	490–500 % BW
Stolpern		720–870 % BW

*) BW = Körpergewicht

Auffallend dürfte in diesem Zusammenhang sein, dass unkontrollierte, spontane Bewegungsabläufe wie etwa Stolpern enorme Kräfte induzieren, die ebenfalls vom endoprothetischen Ersatz toleriert werden müssen. Auch das so populäre Joggen zeitigt Belastungen, die weit über das hinausgehen, was beim normalen Gehen zu verzeichnen ist, insbesondere wenn schlecht gedämpftes Schuhwerk und harter Boden im Spiele sind.

Einen sicherlich neueren Aspekt haben diese Untersuchungen zutage gefördert; es ist das Auftreten des sog. Torsionsmoments am coxalen Femurende, das insbesondere beim Flektieren (ca. 90°) des Beines, wie dies beim Treppensteigen der Fall ist, zum Tragen kommt. Die hier ermittelten Werte (teilweise < 40 Nm) sind geeignet, eine wenig rotationsstabile Hüftendoprothese so weit zu beanspruchen, dass es zu Problemen im Verankerungsbereich kommen kann. Diverse wenig rotationsstabile Modelle könnten damit frühzeitige Lockerungen aufweisen. Die Analyse langzeitstabiler Modelle hingegen zeigt systematisch hohe Rotationsstabilitäten.

Soweit uns Informationen seitens der damit befassten Wissenschaftler aus Berlin bekannt sind, werden in Kürze Daten über die Belastung vom Kniegelenk, der Wirbelsäule und des Schultergelenks vorliegen und entsprechend publiziert werden. Die Messprinzipien – instrumentierte Endoprothesen bzw. Implantate – haben sich offenbar gut bewährt, sodass davon ausgegangen werden muss, dass auch hier noch weitere Erkenntnisse gewonnen werden können. Die hohen Belastungen, wie sie nun nicht mehr nur Spekulation sind, werden weiter die Entwicklung zusätzlicher geeigneter Materialien möglich machen, andererseits jedoch auch die eine oder andere Materialauswahl relativieren, da diese den Anforderungen offenbar nicht gerecht wird.

1.8 Individualprothesen, Robotereinsatz und Navigation

Ausgehend von der Idee, ein Prothesenkonzept zu entwickeln, das der individuellen Markraumgeometrie angepasst ist, wurde das sog. Custom-made-Modell in Angriff genommen. Grundlage dieser Methode war die Anfertigung eines Computertomogramms (CT) des zur endoprothetischen Versorgung vorgesehenen Oberschenkels, wobei

diese Daten so aufbereitet werden mussten, dass eine Übertragung auf eine spezielle Fräseinrichtung möglich war und somit das individuelle Modell formgetreu gefräst werden konnte.

Die erste Generation bediente sich dabei ca. 2–4 mm zur Querachse ausgerichteter Schichten, wie sie aus dem CT zu generieren waren. Nachdem es hier aufgrund der Kerbwirkung in den Übergängen der Schichten mitunter zu Ermüdungsbrüchen gekommen war, wurden die Fräsungen auf eine achsenparallele Anordnung umgestellt. Dieses System findet zwar noch vereinzelt Anwendung, konnte sich aber nicht in größerem Maße behaupten. Dies lag einerseits an der erheblichen Preisdifferenz zu konventionellen Prothesensystemen, aber auch an der Erkenntnis, dass die gefährdete Primär- und Rotationsstabilität über wenige Lagerpunkte im Femurmarkraum durch entsprechend gezielte Markraumpräparation mit abgestimmten Raspelwerkzeugen ebenfalls erreicht werden konnte.

Eine zweite Art, das Custom-made-Prinzip zu realisieren, bestand darin, den Markraum nach Eröffnung zunächst zu reinigen und ihn dann mit einem schnell aushärtenden Kunststoff aufzufüllen. Dieser in wenigen Minuten ausgehärtete Kunststoffabdruck des Markraums wurde anschließend mittels Laser abgescannt und die Daten unmittelbar auf eine Fräseinrichtung übertragen, die aus einem dort eingespannten Rohling die individuelle Prothese anfertigte. Nach kurzer manueller Überarbeitung dieser Prothese und einer Kurzsterilisation wurde die Prothese implantiert. Der eben geschilderte Vorgang nahm, inkl. Sterilisation und manueller Nacharbeit, ca. 30 Minuten in Anspruch, währenddessen die Implantation der acetabulären Komponente vorgenommen wurde. Wegen zu hoher Lockerungsrate hat sich auch dieses System nicht durchsetzen können.

Ein ebenfalls gescheitertes modifiziertes Custom-made-System war die Verwendung eines Roboters (Robodoc, Caspar) zur präzisen Ausfräsung des Markraums. Dieses aus den USA stammende, aber von der FDA nicht zugelassene Robotersystem erforderte einen unvergleichlich hohen OP-Aufwand, inkl. einer vorangestellten OP zur Fixierung der Orientierungspins, sowie einen relativ großen Planungsaufwand. Die eigentliche Operation benötigte eine aufwendige, lange Fixierung des Patienten und die exakte Positionierung des Roboters, um die gewünschte Genauigkeit der Ausfräsung zu gewährleisten. Nach immer wieder festgestellten Fehlfräsungen, die insbesondere die Trochanterregion betrafen und dem Patienten teilweise nicht beherrschbare Hinkmechanismen bescherten, wurde dieses System letztlich verlassen, zumal auch OP-Zeiten und Kosten nicht zu tolerieren waren und seitens der geschädigten Patientenschaft massive Regressansprüche gestellt wurden.

Eine weitere Neuerung, die insbesondere in der Kniegelenksendoprothetik inzwischen eine gewisse Verbreitung gefunden hat, ist die Navigation. Diese setzt naturgemäß eine aufwendige, präzise Planung des operativen Vorgehens voraus, was unsererseits durchaus im Sinne der Wiederherstellung der funktionellen Einheit ausdrücklich begrüßt wird. Bekanntermaßen hängt das OP-Ergebnis, vor allem

Formgetreue Fräsung des individuellen Modells

Ursprünglich Verwendung zur Querachse ausgerichteter Schichten

Problem:

Ermüdungsbrüche

Später Fräsungen in achsenparalleler Anordnung

► nur vereinzelt Anwenden wegen Preis und Alternativmethoden

Custom-made-Prinzip über Kunststoffabdruck des Markraums

► Problem: zu hohe Lockerungsraten

Roboter zur präzisen Ausfräsung des Markraums

► sehr hoher OP-Aufwand

► relativ hoher Planungsaufwand

► häufig Fehlfräsungen

V. a. in der Kniegelenksendoprothetik Einsatz der Navigation

► aufwendige, präzise Planung

- moderne Navigationssysteme mit immer mehr Planungshilfen

Bei Versagen des Navigationssystems OP auch ohne Navigation

Derzeit Implantation von ca. 220.000–250.000 Hüftendoprothesen pro Jahr

Enorme Zuwachsraten bei Implantation von Knieendoprothesen

Zentrales Problem: aseptische Lockerung

Zahlreiche Revisionsmodelle, aber kürzere Verweilzeit

Weiteres Problem: Allergien, v. a. Nickelallergie

Ausweichen auf zementfreie Titanprothesen

beim Kniegelenk, davon ab, ob z. B. Alignment, Gelenklinie, Bandspannung etc. so rekonstruiert werden, dass damit die noch zu belastenden Strukturen keine Über- oder Unterbeanspruchung erfahren. Die heute auf dem Markt befindlichen und angebotenen Navigationssysteme weisen zwischenzeitlich immer mehr Planungshilfe auf, sodass die präoperative Vorbereitungszeit immer weiter eingeschränkt werden kann.

Alle Systeme sind inzwischen so ausgelegt, dass im Falle eines Versagens die Operation problemlos ohne Navigation weitergeführt werden kann, wobei der Patient keinen Schaden nimmt.

Die Entwicklung der Navigationssysteme schreitet schnell voran, sodass dieses Hilfsmittel in Zukunft weitere Verbreitung finden wird.

1.9 Zusammenfassung und Ausblick

Die Entwicklung des künstlichen Gelenkersatzes im Verlauf der letzten 50 Jahre hat für die betroffenen Patienten ein großes Maß an Nutzen erbracht. Nicht umsonst werden in Deutschland z. Zt. nahezu 220.000 bis 250.000 Hüftendoprothesen implantiert. Die Implantation von Knieendoprothesen zeigt ebenfalls enorme Zuwachsraten.

Das zentrale Problem der endoprothetischen Versorgung stellt nach wie vor die sog. aseptische Lockerung der Komponenten dar, deren Ursache multifaktoriell und im Grunde noch nicht endgültig bekannt und erforscht ist.

Für den Fall einer notwendigen Revision stehen heute zwar zahlreiche sog. Revisionsmodelle zur Verfügung, deren Verweilzeit jedoch – zumindest statistisch – die des Primärimplantats nicht erreicht.

Ein weiteres Problem stellt in zunehmendem Maße die Allergie dar, insbesondere die Nickelallergie, von der immer mehr Patienten betroffen sind und auf die selbstverständlich Rücksicht genommen werden muss. Sie steht im Vordergrund, gefolgt von allergischen Reaktionen auf Knochenzementbestandteile und seltene Legierungsbestandteile.

Hier bieten sich insofern Auswege, als auf zementfreie Titanprothesen ausgewichen werden kann, wobei jedoch – wie oben beschrieben – tribologische Probleme möglich sind.

Eine vor ca. zwei Jahren gegründete Arbeitsgruppe hat sich gemeinsam mit der allergologischen Abteilung der Dermatologischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München zum Ziel gesetzt, die Frage zu bearbeiten, inwiefern der heute übliche Hautoberflächen-Patch-Test mit einem allergischen Geschehen um ein Implantat in Einklang zu bringen ist oder ob hier völlig differente Mechanismen erkennbar sind. Die Bearbeitung dieser Materie hat sich als äußerst schwierig erwiesen, sodass in absehbarer Zeit keine verwertbaren Erkenntnisse zu erwarten sind.

Als Letztes sei noch ein Ausblick gestattet.

Die Vorstellung, eines Tages künstliche, vor allem metallische Implantate ad acta legen zu können, hat insofern eine gewisse Berechti-

gung, als z. Zt. nicht nur entsprechende biologisch orientierte Universitätslabors, sondern vor allem auch die große Pharmaindustrie mit Hochdruck an biologischen Lösungen arbeiten. Die Knorpelforschung dürfte hier Vorreiter sein, gefolgt von gentechnologischen Überlegungen mit Stammzellen sowie zellbiologischen und molekularbiologischen Zielrichtungen, die letztendlich die Wiederherstellung von Knorpel und knöchernen Strukturen in vivo ermöglichen sollen.

Womöglich ist in naher Zukunft die Implantation eines künstlichen Gelenks entbehrlich, weil biologische Methoden zur Verfügung stehen und damit Probleme wie aseptische Lockerung, Ermüdungsbrüche oder erhöhter Partikelanfall der Vergangenheit angehören.

Es sollte dennoch nicht vergessen werden, dass die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks heute zu den erfolgreichsten chirurgisch-orthopädischen Therapiemaßnahmen gezählt werden darf, die es je in diesem Bereich gegeben hat.

Literatur

- Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag, 1979.
- Charnley J. Acrylic cement in orthopaedic surgery. Edinburgh, London: E & S Livingstone, 1970.
- Ungethüm M, Plitz W. Implantate und Biomaterialien, Normung und Prüfung. In: Wirth CJ, ed. Praxis der Orthopädie. Band II: Operative Orthopädie. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2001:21–46.

In Zukunft möglicherweise biologische Lösungen (Wiederherstellung von Knorpel und knöchernen Strukturen; Einsatz von Stammzellen)

Hüftgelenkimplantation eine der erfolgreichsten chirurgisch-orthopädischen Therapiemaßnahmen