

# Nomenklatur

## Lateinische Symbole

<b>Symbol</b>	<b>Einheit</b>	<b>Bedeutung</b>
a	mm	Abstand Temperatursensor zur Drehachse
A	mm <sup>2</sup>	Kreisringfläche
A <sub>A</sub>	mm <sup>2</sup>	Bezugsfläche Spalt in der Mitte der neutralen Austrittsebene
A <sub>D1-37</sub>	mm <sup>2</sup>	Spaltfläche nach distal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{A}_D$	mm <sup>2</sup>	mittlere Spaltfläche für den distalen Markraum
A <sub>L</sub>	mm <sup>2</sup>	Querschnittsfläche der Leckagekanäle
A <sub>L'</sub>	mm <sup>2</sup>	Querschnittsfläche infolge Einschnürung beim Eintritt in die Leckagekanäle
A <sub>L1/4</sub>	mm <sup>2</sup>	um Faktor 2 erhöhte Querschnittsfläche der Leckagekanäle
A <sub>L4/1</sub>	mm <sup>2</sup>	um Faktor 2 reduzierte Querschnittsfläche der Leckagekanäle
A <sub>LZk-C</sub>	mm <sup>2</sup>	Querschnittsfläche der Leckagekanäle im C-Bogen-Versuch
$\bar{A}_M$	mm <sup>2</sup>	mittlere Querschnittsfläche der „knöchernen“ Kavität
A <sub>P</sub>	m <sup>2</sup>	Fläche der bewegten Platte im Scherversuch
A <sub>P1-3</sub>	mm <sup>2</sup>	Spaltfläche nach proximal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{A}_P$	mm <sup>2</sup>	mittlere Spaltfläche für den proximalen Markraum
A <sub>Spritze</sub>	mm <sup>2</sup>	Querschnittsfläche der Einmalzementspritze
b	mm	Eintauchtiefe Temperatursensor in Zementmasse
d <sub>aD</sub>	mm	Außendurchmesser distale Ringspaltnäherung
d <sub>aP</sub>	mm	Außendurchmesser proximale Ringspaltnäherung
d <sub>BFS</sub>	mm	Durchmesser der Simulationsbohrungen im Steinmodell
d <sub>h</sub>	mm	hydraulischer Durchmesser
d <sub>hP</sub>	mm	hydraulischer Ersatzdurchmesser für den proximalen Spalt
d <sub>hD</sub>	mm	hydraulischer Ersatzdurchmesser für den distalen Spalt
d <sub>iD</sub>	mm	Innendurchmesser distale Ringspaltnäherung
d <sub>iP</sub>	mm	Innendurchmesser proximale Ringspaltnäherung
d <sub>K1</sub>	mm	mittlerer Durchmesser der Spritzenverjüngung
d <sub>K2</sub>	mm	Durchmesser Teflonschlauch zur Injektion
d <sub>K3</sub>	mm	Eingangsdurchmesser Schaftadapter
d <sub>K4</sub>	mm	Ausgangsdurchmesser Schaftadapter
d <sub>K5</sub>	mm	Durchmesser der Zementinjektionsbohrung in der Schaftprothese
d <sub>L</sub>	mm	Durchmesser der definierten Leckagebohrung im proximalen Kragen
d <sub>Lσ</sub>	mm	Durchmesser der Leckagebohrung nach Einführung Sicherheitsfaktor
d <sub>L'</sub>	mm	Durchmesser infolge Einschnürung beim Eintritt in die Leckagekanäle
d <sub>L'</sub>	mm	Durchmesser bei Strömungsteilung im proximalen Kragen (2 Kanäle)
d <sub>Part.</sub>	µm	maximal zulässiger Partikeldurchmesser
d <sub>Spritze</sub>	mm	Innendurchmesser der Einmalzementspritze
D	mm	Spektrum der Rohrquerschnitte im System Zementkanalprothese
e	—	Bagley-Korrektur-Faktor
e	mm	Exzentrizität der Kreisringgeometrie
f	Hz	Frequenz
f	m <sup>-3</sup>	Formfaktor
F <sub>tan</sub>	N	Tangentialkraftkomponente im Scherversuch
g	m·s <sup>-2</sup>	Gravitationskonstante
G	min·s <sup>-1</sup>	Scherfaktor

$G^*$	Pa	komplexer Schubmodul
$G^i$	Pa	Speichermodul
$G''$	Pa	Verlustmodul
$h$	m	Scherspalthöhe
$h_{BFS}$	mm	Höhe der Flüssigkeitssäule
$H$	m	Spaltweite
$K_{D1-37}$	mm <sup>2</sup>	Fläche Kontur nach distal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{K}_D$	mm <sup>2</sup>	mittlere Fläche des distalen Zementköchers (Außenkontur)
$K_{P1-3}$	mm <sup>2</sup>	Fläche Kontur nach proximal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{K}_P$	mm <sup>2</sup>	mittlere Fläche des proximalen Zementköchers (Außenkontur)
$l_{BFS}$	mm	Länge der zirkulären Einströmbohrungen im Steinmodell
$l_D$	mm	Länge des distalen Markraumes
$l_{K1}$	mm	Länge der Spritzenverjüngung
$l_{K2}$	mm	Länge Teflonschlauch zur Injektion
$l_{K3}$	mm	Länge Eingang Schaftadapter
$l_{K4}$	mm	Länge Ausgang Schaftadapter
$l_{K5}$	mm	Länge der Zementinjektionsbohrung in der Schaftprothese
$l_L$	mm	Länge der definierten Leckagebohrung im proximalen Kragen
$l_M$	mm	Länge der „knöchernen“ Kavität
$l_P$	mm	Länge des proximalen Markraumes
$M$	Nm	Drehmoment
$n$	min <sup>-1</sup>	Drehzahl Rotationsviskosimeter
$n_{BFS}$	—	Anzahl der Bohrungen für die Blutflußsimulation
$p_A$	kPa	Druck am Austritt nach Berücksichtigung der Umlenkungsverluste
$p_{Abs.}$	kPa	Druck oberhalb des Markraumstoppers nach Zuschaltung distales Vakuum
$p_{BFS}$	N·m <sup>-2</sup>	hydrostatischer Druck zur Blutflußsimulation
$p_D$	kPa	Druck am distalen Zementierungsende (oberhalb Markraumstopper)
$p_E$	kPa	Druck am Eintritt Leckagekanal nach Berücksichtigung der Eintrittsverluste
$p_{intr.}$	kPa	Intramedullärer Druck
$p_K$	kPa	Druck am Ende des axialen Zementkanals (neutrale Austrittsebene)
$p_L$	kPa	Druck am Leckageaustritt proximales Zentrierelement
$p_P$	kPa	Druck am proximalen Zementierungsende (am Markraumsiegel)
$p_{Umg.}$	kPa	Umgebungsdruck bei Normbedingungen
$\bar{p}_{Vak.}$	kPa	mittleres Vakuumniveau im distalen Spalt
$p_{vA}$	kPa	Druckverlust am Austritt (neutrale Ebene)
$p_{vD}$	kPa	Druckverlust in der distalen Spaltströmung
$p_{vE}$	kPa	Druckverlust am Eintritt der Leckagekanäle
$p_{vK}$	kPa	Druckverlust im Zementkanal
$p_{vL}$	kPa	Druckverlust in den Leckagekanälen
$p_{vP}$	kPa	Druckverlust in der proximalen Spaltströmung
$p_{Zem.}$	kPa	Druck in der Zementmasse (Eingangsgröße)
$dp_l$	kPa	Druckverlust bei laminarer Rohrströmung
$\Delta p$	kPa	Druckverlust an Umlenkungspunkten
$\Delta p_{Komp.}$	kPa	Druckanstieg im Absaugsystem
$Q_D$	—	Strömungswiderstand für die distale Füllung
$Q_L$	—	Strömungswiderstand für den proximalen Leckagestrom
$Q_{L1/4}$	—	Reduktion des Strömungswiderstands für proximale Leckage (Faktor 4)
$Q_{L4/1}$	—	Erhöhung des Strömungswiderstands für proximale Leckage (Faktor 4)
$Q_{LZk-C}$	—	Strömungswiderstand für den proximalen Leckagestrom im C-Bogen-Vers.
$r$	mm	Radius der Quellströmung

$r_l$	m	Zylinderradius – laminare Rohrströmung
R	m	Außenradius der Platte
$R_a$	m	Radius Meßbecher
$R_i$	m	Radius Drehkörper
$R_l$	m	Rohrradius – laminare Rohrströmung
Re	—	Reynolds-Zahl
s	m	Spaltweite Rotationsviskosimeter
$s_l$	—	Strömungsrichtung – laminare Rohrströmung
$s_{lam.}$	mm	Laufänge der Grenzschichtausbildung bei laminarer Einlaufströmung
$ds_l$	m	Zylinderausdehnung in Strömungsrichtung
$S_{D1-37}$	mm <sup>2</sup>	Fläche Schaft nach distal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{S}_D$	mm <sup>2</sup>	mittlere distale Querschnittsfläche Schaft (Innenkontur)
$S_{P1-3}$	mm <sup>2</sup>	Fläche Schaft nach proximal mit Bezeichnung der Schnittebene
$\bar{S}_P$	mm <sup>2</sup>	mittlere proximale Querschnittsfläche Schaft (Innenkontur)
$t_a$	min	Aushärtezeit
$t_D$	s	Injektionszeit für die distale Zementierung
$t_{inj.}$	s	Injektionszeit gesamt
$t_{K5}$	s	Zeit vom Eintritt der Zementfront in den Zementkanal der Prothese bis zum Austritt an der Querbohrung
$t_{Komp.}$	s	Kompressionszeit ohne Evakuierung
$t_P$	s	Injektionszeit für die proximale Zementierung
$t_{ükrit.}$	s	Zeitdauer der überkritischen Druckentwicklung im Markraum
T	°C	Umgebungstemperatur
$T_{max}$	°C	maximale Polymerisationstemperatur
u	m·s <sup>-1</sup>	Geschwindigkeit im Scherversuch
U	mm	Umfang des mittleren Kreisringdurchmessers
v	mm·s <sup>-1</sup>	Spektrum der Strömungsgeschwindigkeiten - System Zementkanalprothese
$\bar{v}$	mm·s <sup>-1</sup>	mittlere Strömungsgeschwindigkeit
$v_{K1-5}$	mm·s <sup>-1</sup>	Strömungsgeschwindigkeit im Zementkanal
$v_{Kinj.}$	mm·s <sup>-1</sup>	Kolbengeschwindigkeit der Injektion
$v_L$	mm·s <sup>-1</sup>	Strömungsgeschwindigkeit im Leckagekanal
$v_L'$	mm·s <sup>-1</sup>	Strömungsgeschwindigkeit infolge Einschnürung beim Eintritt in die Leckagekanäle
$v_r$	mm·s <sup>-1</sup>	Ausbreitungsgeschwindigkeit einer idealisierten Quellströmung
$v_{SD}$	mm·s <sup>-1</sup>	Strömungsgeschwindigkeit im distalen Spalt
$v_{SP}$	mm·s <sup>-1</sup>	Strömungsgeschwindigkeit im proximalen Spalt
$v_\varphi$	mm·s <sup>-1</sup>	Umfangsgeschwindigkeit einer idealisierten Quellströmung
$V_D$	mm <sup>3</sup>	Zementvolumen distaler Spalt
$V_{inj.}$	mm <sup>3</sup>	Injektionsvolumen
$V_K$	mm <sup>3</sup>	Volumen Zementkanal
$V_L$	mm <sup>3</sup>	Zementvolumen der Überschußleckage
$V_{LD}$	mm <sup>3</sup>	Leckagevolumen während der Phase der distalen Füllung
$V_{LPen.}$	mm <sup>3</sup>	Leckagevolumen während der Penetrationsphase
$V_M$	mm <sup>3</sup>	Volumen der „knöchernen“ Kavität
$V_P$	mm <sup>3</sup>	Zementvolumen proximaler Spalt
$V_{Puffer}$	mm <sup>3</sup>	theoretisches Puffervolumen im Abscheideglas
$V_{Pen.}$	mm <sup>3</sup>	Penetrationsvolumen (Spongiosa)
$V_{Zem.}$	mm <sup>3</sup>	Zementvolumen in der Spritze
$\dot{V}$	mm <sup>3</sup> ·s <sup>-1</sup>	Injektionsvolumenstrom
$\dot{V}_{1/1}$	mm <sup>3</sup> ·s <sup>-1</sup>	Volumenstrom gesamt

$\dot{V}_{1/2}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	Volumenstrom aufgeteilt
$\dot{V}_{\text{BFS}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	für Blutflußsimulation erforderlicher Volumenstrom
$\dot{V}_{\text{D}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	distaler Anteil am Injektionsvolumenstrom
$\dot{V}_{\text{L}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	Anteil der Leckage am Injektionsvolumenstrom
$\dot{V}_{\text{LD}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	Leckagevolumenstrom während der distalen Füllung
$\dot{V}_{\text{LPen.}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	Leckagevolumenstrom während der Penetrationsphase
$\dot{V}_{\text{Pen.}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	Anteil der Penetration am Injektionsvolumenstrom
$\dot{V}_{\text{P}}$	$\text{mm}^3\text{s}^{-1}$	proximaler Anteil am Injektionsvolumenstrom
$w_{\text{u}}$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	Umfangsgeschwindigkeit
$\bar{w}_{\text{u}}$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	mittlere Umfangsgeschwindigkeit
$x_{\text{ein}}$	mm	Länge der Einlaufstrecke
$dx$	—	Verschiebungskoordinate in x-Richtung
$dy$	—	Verschiebungskoordinate in y-Richtung

### Griechische Symbole

$\alpha$	rad	Kegelwinkel
$\delta$	—	Radienverhältnis Rotationsviskosimeter
$\delta_{\text{DIN}}$	—	maximal zulässiges Radienverhältnis Normspalt
$\delta_{\text{SV-E/MV-E}}$	—	Radienverhältnis modifiziertes Meßsystem
$\delta$	rad	Scherwinkel
$\tan \delta$	—	Verlustfaktor
$\gamma$	—	Deformation
$\dot{\gamma}$	$\text{s}^{-1}$	Schergeschwindigkeit
$\hat{\gamma}$	—	Amplitude
$\lambda$	—	Rohrreibungszahl
$\eta$	Pas	dynamische Viskosität
$\eta_{\text{Blut}}$	Pas	dynamische Viskosität von Humanblut
$\eta_{\text{H}_2\text{O}}$	Pas	dynamische Viskosität von Wasser
$\eta^*$	Pas	komplexe Viskosität
$\varphi$	—	Korrekturfaktor für Übergang Kreisring auf hydraulischen Ersatzdurchmesser
$\mu$	—	Einschnürungsziffer für scharfkantigen Rohreinlauf
$\rho_{\text{H}_2\text{O}}$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	Dichte von Wasser bei $T = 20\text{ °C}$
$\rho_{\text{Zem.}}$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	Dichte von Knochenzement in der viskosen Phase
$\sigma$	—	Sicherheitsfaktor für proximalen Leckagewiderstand
$\tau$	Pa	Schubspannung
$\nu$	$\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$	kinematische Viskosität
$\omega$	$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$	Winkelgeschwindigkeit im Scherspalt
$\Omega$	$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$	Winkelgeschwindigkeit des Kegels
$\xi_{90^\circ}$	—	Verlustbeiwert für Strömung durch ein Kniestück
$\xi_{\text{DK}}$	—	Verlustbeiwert für Strömung durch einen Doppelkrümmer
$\xi_{\text{EK}}$	—	Verlustbeiwert für Strömung durch einen Etagenkrümmer
$\xi_{\text{E}}$	—	Verlustbeiwert für Strömungseintritt an der Leckagekanalöffnung

## Medizinische Fachbegriffe nach [152]

Acetabulum	–	Gelenkpfanne des Hüftgelenks; gebildet von Darm-, Sitz- und Schambein
Alloarthroplastik	–	Gelenkersatz mittels Endoprothese
Anatomie	–	Lehre vom Bau der Körperteile, Kunst des Zergliederns
Anastomose	–	natürliche Verbindung zwischen Blut-, Lymphgefäßen oder Nerven. Die arterio-venöse Anastomose beschreibt eine direkte Verbindung zwischen Arterien und Venen ohne Zwischenschaltung eines die Blutzufuhr regulierenden Kapillarnetzes.
Ankylose	–	Knöcherner oder kapsuläre Gelenkversteifung mit vollständigem Bewegungsverlust
antegrad	–	von vorne her
Antekurvatur	–	Verbiegung, Beugung, Krümmung des Femurs nach vorne
anterior	–	vorne, vorderer
Antetorsion	–	abgewinkelte Stellung der Schenkelhalsachse gegenüber der Achse der Femurkondylen in der Transversalebene; altersabhängige Veränderung (Erwachsener 12°); vergrößerter Winkel bei angeborener Hüftgelenkluxation oder Hüftdysplasie
Aorta	–	Hauptschlagader; die aus der linken Herzkammer entspringende große Körperschlagader
Arthritis, rheumatoide	–	chronische Polyarthritis, entzündliche Allgemeinerkrankung der Gelenke
Arthrosis deformans	–	Degenerative Gelenkserkrankung, die vorwiegend bei einem Mißverhältnis zwischen Beanspruchung und Beschaffenheit bzw. Leistungsfähigkeit der einzelnen Gelenkanteile und –gewebe entsteht
aseptisch	–	keimfrei
Atrophie	–	Rückbildung eines Organs oder eines Gewebes
autolog	–	Transplantatspender-Empfänger-Verhältnis; Spender und Empfänger ist das gleiche Individuum - Autoplastik
Autoplastik	–	operative Methoden zur Übertragung von Geweben desselben Körpers auf eine andere Körperstelle
Biokompatibilität	–	Fähigkeit eines implantierten oder in einem extrakorporalen System eingesetzten Materials, in der Anwendungszeit keine schädigenden Einflüsse (lokale Gewebsreaktion, toxische oder allergische Systemreaktion, karzinogene oder mutagene Reaktion) auf das biologische System auszuüben
Coxa valga bzw. vara	–	abnorme Winkelveränderung des Schenkelhalses im Sinne einer Ab- bzw. Adduktion
Coxarthrose	–	Hüftarthrose
Dislokation	–	Verschiebung der Bruchenden von Knochenbrüchen gegeneinander
distal	–	weiter vom Rumpf entfernte Teile der Extremitäten
dorsal	–	rückseitig, nach dem Rücken hin liegend, hinten
Dysplasie	–	Fehlbildung oder Fehlentwicklung eines Gewebes oder Organs mit unzureichender Differenzierung
Echokardiographie	–	Ultraschalluntersuchung des Herzens
Emboli	–	pl. von Embolus; in die Blutbahn verschlepptes, nicht im Blutplasma lösliches Gebilde, das eine Embolie verursacht
Embolie	–	akute Verlegung eines Gefäßlumens durch einen Embolus. Die venöse Embolie hat ihren Ursprungsort in einer Vene des großen Blutkreislaufs. Der Embolus gelangt über das rechte Herz in Truncus pulmonalis u. Arteria pulmonalis und führt zu einer Lungenembolie.
Endoprothese	–	Ersatzstück aus Fremdmaterial, das einem erkrankten oder zerstörten Gewebe- oder Organteil nachgebildet ist und in das Innere des Körpers

		eingbracht wird
Endoskopie	–	Ausleuchtung und Inspektion von Körperhöhlräumen und Hohlorganen mit Hilfe eines Endoskops, evtl. in Kombination mit Röntgendiagnostik oder Ultraschalldiagnostik, sowie zur Durchführung operativer Eingriffe unter visueller Kontrolle
Endost	–	die Knochenbinnenräume auskleidende Gewebetapete aus faserigem argyrophilem Bindegewebe und Retikulumzellen.
Epiphysiolysis carpitidis femoris	–	Verschiebung des Schenkelhalses nach ventral-kranial gegenüber der im Verhältnis dazu nur wenig ihre Position verändernden Kopfepiphyse
Extension	–	Streckung, Krümmung nach hinten
extrakorporal	–	außerhalb des Körpers
Femur	–	Oberschenkelknochen
Fettemboliesyndrom	–	Form der Embolie mit Einschwemmung feinverteilter Fetttropfen in die Blutbahn u. Kapillarverstopfung durch Lipidglobuli; z. B. infolge von Fettgewebeerstörung bei Frakturen oder Endoprothesenimplantation.
Flexion	–	Beugung, Krümmung nach vorne
Fraktur	–	Knochenbruch, Kontinuitätsunterbrechung eines Knochens unter Bildung von Fragmenten (Bruchstücken)
Frontalebene	–	wird durch die Longitudinalachse und die Transversalachse gebildet
Granulom	–	knötchenförmige Neubildung aus mononuklearen Entzündungszellen oder Riesenzellen als Gewebereaktion auf allergisch-infektiöse oder chronisch-entzündliche (resorptive) Prozesse
homolog	–	von entwicklungsgeschichtlich gleicher Herkunft, sich entsprechend, übereinstimmend
Hüftcup	–	Gelenkpfanne für den Ersatz der Gelenkknorpelschicht des Acetabulums
Hüftkopfnekrose	–	aseptische nichttraumatische Osteochondrose (Knochen- und Knorpeldegeneration) als Komplikation nach Behandlung einer angeborenen oder traumatischen Hüftgelenkluxation, nach Schenkelhals- oder Acetabulumfraktur infolge Durchblutungsstörungen des Hüftkopfes
Hüfttotalendoprothese	–	Prothese, die sowohl Schenkelhals, Hüftkopf und Hüftpfanne ersetzt
Hypertrophie	–	Vergößerung von Geweben o. Organen durch Zunahme des Zellvolumens als Folge der Anpassung an eine physiologisch funktionelle Mehrbelastung oder durch pathologische Überbeanspruchung verursacht
inferior	–	weiter unten gelegen, unterer
Inkorporation	–	Einverleibung; Aufnahme eines Stoffs in den Organismus
idiopathisch	–	ohne erkennbare Ursache entstanden
Implantate	–	zusammenfassende Bezeichnung für Stoffe und Teile, die zur Erfüllung bestimmter Ersatzfunktionen für einen begrenzten Zeitraum oder auf Lebenszeit in den menschlichen Körper eingebracht werden. Im Gegensatz zum Transplantat bestehen Implantate aus toter Materie
in situ	–	in natürlicher Lage, im Körper
intertrochanter	–	zwischen den beiden Rollhügeln (Trochanter major und minor) liegend
intramedullär	–	im Knochenmarkkanal gelegen
intraoperativ	–	während einer Operation
in vitro	–	im (Reagenz-)Glas, d. h. außerhalb des lebenden Organismus
in vivo	–	in einem lebenden Organismus, am Lebenden
Inzision	–	Einschnitt, Durchtrennung körpereigenen Gewebes oder Eröffnung eines pathologisch entstandenen Hohlraums
Inzisar	–	Einschnitt, Einbuchtung eines Knochens
Kapnometrie	–	nichtinvasives Verfahren zur kontinuierlichen Kontrolle des arteriellen CO <sub>2</sub> -Partialdrucks durch Messung und Aufzeichnung (Prinzip der Ultrarotabsorption) des endexpiratorischen Kohlendioxidgehalts der Ausatemluft (ent-

		spricht bei normaler Lungenfunktion dem arteriellen pCO <sub>2</sub> )
kardial	–	das Herz betreffend, vom Herzen ausgehend
kaudal	–	abwärts liegend, steißwärts, unten
konkav	–	nach innen gewölbt, hohl
konvex	–	nach außen gewölbt, erhaben
Kopfprothese	–	Prothese, die nur den Hüftkopf ersetzt
Korrekturosteotomie	–	Umstellungsosteotomie zur Korrektur von Coxa vara oder Coxa valga
Kortikalis	–	eigentlich Sustantia corticalis sive compacta des Knochengewebes; feste Außenzone der Knochensubstanz
kranial	–	kopfwärts, oben
Läsion	–	Schädigung, Verletzung, Störung
lateral	–	seitlich gelegen, von der Körpermitte weg
Longitudinalachse	–	Längsachse des Körpers; in kaudal-kranialer Richtung
Lunatumprothese	–	Substitution der halbmondförmigen Knorpelschicht der Gelenkpfanne
Luxation	–	Verrenkung
maligne	–	bösartig
medial	–	nach der Mittelebene des Körpers gelegen, mittelwärts, innen
minimal-invasiv	–	invasiv = eindringend; minimal = sehr wenig, niedrigst
Morbidität	–	Krankheitshäufigkeit
Morphologie	–	Lehre von der Form und Struktur des Körpers
Nekrose	–	intravitale morphologische Veränderungen einer Zelle, die nach irreversiblen Ausfall der Zellfunktionen (sog. Zelltod) auftreten - Autolyseprozesse
Osteoblasten	–	Knochenbildner; aus Mesenchymzellen entstehende, in epithelartiger Anordnung dem Knochen an der Anbauseite anliegende plasmareiche basophile Zellen; bilden die unverkalkte Interzellulärschicht (Osteoid) des Knochens
Osteoklasten	–	aus dem Endothel sprossender Blutgefäße u. mesenchymalen Zellen entstehende vielkernige eosinophile Zellen, die Knochensubstanz abbauen (gewebetypische Makrophagen)
Osteolyse	–	Auflösung und Abbau von Knochengewebe z. B. durch Entzündung
Osteoporose	–	Erkrankung des Skelettsystems mit Verlust bzw. Verminderung von Knochensubstanz und –struktur und erhöhter Frakturanfälligkeit
Osteosynthese	–	operatives Vorgehen zur Wiederherstellung der vollen Funktionsfähigkeit einer frakturierten Extremität
Osteotomie	–	Durchtrennen von Knochen mit Meißel bzw. Säge, um Fehlstellungen auszugleichen
Osteozyten	–	Knochenzellen; liegen in Lakunen des Knochengewebes und senden in die Knochenkanälchen Protoplasmafortsätze aus, mit denen sie untereinander in Verbindung stehen
pathologisch	–	krankhaft
Penetration	–	Eindringen
Periost	–	Knochenhaut; die den Knochen umgebende bindegewebige Haut
Pfanne	–	Hüftgelenkpfanne
Phagozytose	–	Aufnahme fester Partikel in das Zellinnere von Phagozyten (Freßzellen) mit intrazellulärem enzymatisch, oxidativem Abbau
physiologisch	–	die Wissenschaft von den Lebensvorgängen, insbesondere die physikalischen Funktionen des Organismus betreffend
posterior	–	nach hinten gelegen, hinterer
postoperativ	–	zeitlich nach chirurgischen Eingriffen
posttraumatisch	–	nach einer Verletzung entstanden
proximal	–	in der Nähe, rumpfwärts gelegener Teil einer Extremität
Pseudarthrose	–	Ausbleiben der knöchernen Überbrückung im Anschluß an eine Fraktur

Psoriasis	–	Bei Patienten mit Schuppenflechte auftretende Beteiligung des Bewegungs-Apparates
pulmonal	–	zur Lunge gehörend, die Lunge betreffend
Redondrainage	–	Kunststoffschlauch mit Eintrittsöffnungen, der an eine Absaugvorrichtung zur Sekretentfernung aus einer Wunde angeschlossen ist.
Reposition	–	Wiedereinrichtung einer Fraktur oder einer Gelenkluxation
Resektion	–	Entfernung von (kranken) Organteilen; ggf. mit Restauration der Kontinuität
Resorption	–	Aufnahme von Stoffen über die Haut, Schleimhaut oder aus Geweben in die Blut- oder Lymphbahn
retrograd	–	von hinten her
Revision	–	Operativer Ersatz eines primären Implantats durch eine Sekundärprothese
rezidivierend	–	zurückkehrend
Sagittalachse	–	horizontale Achse durch den Körper, in ventral-dorsaler Richtung
Sagittalebene	–	wird durch die Sagittalachse und die Longitudinalachse gebildet
Spongiosa	–	[eigentlich Substantia spongiosa] schwammartiges Gerüstwerk feiner Knochenbälkchen des Knochengewebes; innerer Teil der Knochensubstanz
superior	–	nach oben gelegen, oberer
thorakolumbal	-	Übergang von der Brust- in die Lendenwirbelsäule
Torsion	–	Drehung um die Longitudinalachse des Körpers
Trajektorien	–	graphisch darstellbare Linien der größten Zug- und Druckspannungen; die Spongiosabälkchen des Knochens sind diesen Hauptspannungslinien entsprechend angeordnet
transösophageal	–	über die Speiseröhre
Transversalachse	–	horizontale Achse durch den Körper, in medial-lateraler Richtung
Transversalebene	–	wird durch die Sagittalachse und die Transversalachse gebildet
Trochanter major	–	am Oberschenkelknochen außenliegender Rollhügel
Trochanter minor	–	am Oberschenkelknochen einwärtsliegender Rollhügel
vaskular	–	die Gefäßversorgung betreffend
ventral	–	bauchwärts



## Literaturverzeichnis

- 1 Planck, H.: Gelenkersatz: Hüft- und Kniegelenke In: Kunststoffe und Elastomere in der Medizin. Stuttgart, Berlin, Köln: Kohlhammer 1993, S. 84-92.
- 2 Mummenthaler, A.: Geschichte des Hüftgelenkersatzes. In: OP-Journal 6 1990 Nr. 2, S. 4-6.
- 3 Gluck, T. H.: Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. Berliner klinische Wochenschrift 27 1890 S. 732.
- 4 Judet, J.; Judet, R.: The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 32-B 1950, S. 166.
- 5 Ruckelshausen, M. C.: Die Verwendung von Poly-Methyl-Metha-Acrylat in der Medizin – Ein historischer Überblick. In: Willert, H.-G.: Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987.
- 6 Charnley, J.: Acrylic cement in orthopaedic surgery. E. & S. Livingstone, Edinburgh 1970.
- 7 Charnley, J.: Arthroplasty of the hip – a new operation. Lancet 1 1961, S. 1129.
- 8 Charnley, J.: Total hip replacement by low friction arthroplasty. Clinical Orthopaedics 72 1972, S. 7.
- 9 Gruen, T. A.; McNeice, G. M.; Amstutz, H. C.: Modes of failure of cemented stemtype femoral components. Clin. Orth. Rel. Res. 141. 1979, S. 17-27.
- 10 Amstutz, H. C.; Markolf, K. L.; McNeice; G. M.; Gruen, T. A.: Loosening of total hip components - cause and prevention. The Hip Society. Proceedings of the fourth open scientific meeting of the Hip Society. St. Louis 1976, S. 102-106.
- 11 Amstutz; H. C.; Ma, S. M.; Jinnah, R. H.; Mai, L.: Revision of aseptic loose total hip arthroplasties. Clin. Orth. 170 1982, S. 21.
- 12 Jansson, V.: Die Zementkanalprothese nach Jansson – Entwicklung und Optimierung eines neuartigen Hüftendoprothesenschaftes zur Implantation in sekundärer Zementiertechnik. Habilitation. München 1991.
- 13 Bos, I.; Linder, B.; Seydel, U.; Johannisson; R. Dörre, E.; Henßge, E.-J.; Löhrs, U.: Untersuchung über die Lockerungsursache bei zementierten Hüftgelensendoprothesen. Zeitschrift f. Orthopädie 128 1990, S. 73-82.
- 14 Jaffe, W. L.; Scott, D. F.: Current Concepts Review – Total Hip Arthroplasty with Hydroxyapatite-Coated Protheses. Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 78-A, No. 12 December 1996.
- 15 Amstutz, H. C.; Kilgus, D.; Kabo, M.; Dorey, F.: Porous Surface Replacement of the Hip with Chamfered-Cylinder Component. Arch. Orthop. Trauma Surg. 107 1988, S. 73-85.
- 16 Hungerford, D. S.: The Rationale of Cementless Revision of Cemented Arthroplasty Failures. Clin. Orthop. Rel. Res. 235 1988, 12-24.
- 17 Morscher, E. W., Dick, W.: Cementless fixation of „isoelastic“ hip endoprothesis manufactured from plastic materials. Clin. Orthop. 176 1983, S. 77.
- 18 Morscher, E. W.: Die Entwicklung zementfreier Endoprothesen unter besonderer Berücksichtigung der Oberflächenbeschaffenheit und des Elastizitätsverhaltens. In: Refior, H. J. (Hrsg.): Zementfreie Implantation von Hüftgelenkendoprothesen – Standortbestimmung und Tendenzen. Hauptthema I der 36. Jahrestagung der Vereinigung Nordwestdeutscher Orthopäden. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag. 1987, S. 17-26
- 19 Noble, P. C.; Alexander, J. W.; Lindahl, L. J. Yew, D. T.; Granberry, W. M.; Tullos, H. S.: The Anatomical Basis of femoral Component Design. Clin. Orthop. Rel. Res. 235 1988, S. 148-165.
- 20 Rubash, H. E.; Harris, W. H.: Revision of Nonseptic, Loose, Cemented Femoral Components Using Modern Cementing Techniques. J. Arthroplasty 3 (3) 1988, S. 241-248.
- 21 Volkmann, R.; Weller, S.: Das Bicontact-Hüftendoprothesensystem – Ein zementfrei oder zementiert implantierbares, femurschaftadaptiertes Hüftendoprothesensystem. In: OP-Journal 6 1990 Nr. 2, S. 38-42
- 22 Streicher, R. M.; Keller, R.: Aufbau und Verarbeitung von Knochenzement. In: OP-Journal 6 1990 Nr. 2, S. 25-28.
- 23 Kirschner, P.: Die Indikation zur Hüftendoprothese. In: OP-Journal 6 1990 Nr. 2, S. 7-11.
- 24 Wintermantel, E.; Ha, S.-Y.: IV/19. Hüftgelenks-Endoprothesen. In: Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen – Implantate für Medizin und Umwelt. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, New York 1996, S. 288-314.

- 25 Camper, Y.: Bone Cement Use Rises. In: Orthopedic Network News, Vol 7, No 4, 1996. - Datamonitor: US and European Hip and Knee Implants, May 2000.
- 26 Kiaer, S.: Preliminary report on arthroplasty by use of acrylic head. Cinquième congrès international de Chirurgie orthopédique. Stockholm 1951.
- 27 Malchau, H.; Herberts, P.: Prognose der totalen Hüftarthroplastik (THA) 1996 – The National Hip Arthroplasty Register. In: 63. Annual Meeting – American Academy of Orthopaedic Surgeons, Febr. 22-26 Atlanta, USA.1996.
- 28 Jansson, V.: Aktuelle Trends der Zementiertechnik. In: Implant. Hrsg. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. No 4, 1996.
- 29 Barden, B.; Löer, F.: Vermeidung kritischer Kerbspannungen im Zementmantel von Hüftprothesenschäften – eine experimentelle Untersuchung. Orthopädische Praxis Nr. 7, 30. Jahrgang 1994, S. 402 – 408.
- 30 Maloney, W. J.; Jast, M.; Rosenberg, A.; Harris, W. H.: Bone Lysis in well-fixed cemented femoral components. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 72-B, No. 6, 1990, S. 966-970.
- 31 Harris, W. H.: Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements ? Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 285. 1992, S. 67-72.
- 32 Jasty, M.; Maloney, W. J.; Bragdon, C. R.; O'Connor, D. O.; Haire, T. C.; Harris, W. H.: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 73-B, No. 4; 1991, S. 551-558.
- 33 Jansson, V.; Zimmer, M.; Kühne, J.-H.; Ishida, A.: Blutschlieren im Knochenzement – der Einfluß der Zementiertechnik. In: Unfallchirurg 96. Springer-Verlag 1993, S. 390-394.
- 34 Flivik, G.; Yuan, X.; Juliusson, R.; Lidgren, L.; Ryd, L.: Effects of lamination on the strength of bone cement. European Orthopaedic Research Society Vol. 6; 6<sup>th</sup> Annual Conference 15-16 June Bergen, Norway 1996, Abstract 49.
- 35 Schmalzried, T. P.; Kwong, L. M.; Jasty, M.; Sedlacek, R. C.; Haire, T. C.; O'Connor, D. O.; Bragdon, C. R.; Kabo, M.; Malcolm, A. J.; Harris, W. H.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research No. 274 1992, S. 60-78.
- 36 Brillhart, M. V.; Bonutti, P. M.; Windau, J. E.: The scale effect of bone cement. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993.
- 37 Produktinformation von Sulzer Medica. Der Knochenzement Duracem™. Sulzer Orthopedics Ltd. 1. Ausg. Febr. 1998.
- 38 Biehl, G.; Harms, J.; Hanser, U.: Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch. orthop. Unfall-Chir. 78 1974, S. 62-69.
- 39 Labitzke, R.; Paulus, H.: Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos R. Arch. orthop. Unfall-Chir. 79 1974, S. 341-346.
- 40 Kahl, S.; Kranz, C.; Kulbach, M.: Einfluß von Zementierungsfehlern auf die mechanische Beanspruchung des Knochenzements. Biomedizinische Technik Bd. 38 Heft 12, 1993, S. 298-302.
- 41 Cristofolini, L.: A critical analysis of stress shielding evaluation of hip protheses. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 25. 4.& 5. 1997, S. 409-483.
- 42 Jansson, V.; Heimkes, B.; Zimmer, M.: Stress transfer at the femoral bone/bone cement interface as a function of the cement thickness. Arch. orthop. Trauma Surg. 112. 1993, S. 65-68.
- 43 Kuiper, J. H.; Költringer, P.; Northmore-Ball, M. D.: Cement penetration enhances compressive strength of bone-implant interface. European Orthopaedic Research Society Vol. 6, 6<sup>th</sup> Annual Conference 15-16 June Bergen, Norway 1996, Abstract 48.
- 44 Wenda, K.; Ritter, G.; Ahlers, J.; Issendorf, W. D.: Nachweis und Effekte von Knochenmarkseinschwemmungen bei Operationen im Bereich der Femurhöhle. Unfallchirurg 93. 1990, S. 56-61.
- 45 Malchau, H.; Herberts, P.: Prognose der totalen Hüftarthroplastik (THA) 1998 – The National Hip Arthroplasty Register. In: 65. Annual Meeting – American Academy of Orthopaedic Surgeons, Febr. 19-23 New Orleans, USA.1998.
- 46 Soballe, K.; Christensen, F.: Improved cementation in total hip replacement. Arch. orthop. Trauma Surg. 107. 1988, S. 50-53.
- 47 Burke, D. W.; Gates, E. J.; Harris, W. H.: Centrifugation as a Method of Improving Tensile and Fatigue Properties of Acrylic Bone Cement. The Journal of Bone and Joint Surgery 66 A (8), 1984, S. 1265-1273.

- 48 Draenert, K. V.: Forschung und Fortbildung in der Chirurgie des Bewegungsapparates. 2. Zur Praxis der Zementverankerung. Art and Science München, 1988.
- 49 Egurd, N.; Lindgren, L.; Önerfältt, R.: Improved positioning of the femoral stem with a centralizing device. *Acta Orthop. Scand.* 61 (3), 1990, S. 236-239.
- 50 Lee, H. J.; Ling, C. R. S. M.; Wrighton, J. D.: Some Properties of Polymethylmethacrylate with Reference to its Use in Orthopaedic Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 95, 1973, S. 281-287.
- 51 Poss, R.; Brick, G. W.; Wright, R. J.; Roberts, D. W.; Sledge, C. B.: The Effects of Modern Cementing Techniques on the Longevity of Total Hip Arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 19 (3), 1988, S. 591-598.
- 52 Ranawat, Ch. S.; Rawlins, B. A.; Harjn, V. T.: Effect on Modern Cement Technique on Acetabular Fixation Total Hip Arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 19 (3), 1988, S. 599-603.
- 53 Schreurs, B. W.; Spierings, T. J.; Huiskes, R.; Sloof, T. J. J. H.: Effects of preparation techniques on the porosity of acrylic cements. *Acta Orthop. Scand.* 59 (4), 1988, S. 403-409.
- 54 Weber, B. G.: Pressurized cement fixation in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 232. 1988, S. 87-95.
- 55 Wixson, R. L.; Lautenschlager, E. P.; Novak, M. A.: Vacuum Mixing of Acrylic Bone Cement. *J. Arthroplasty* 2 (2). 1987, S. 141-149.
- 56 Rohen, J. W.: Funktionelle Anatomie des Menschen – Lehrbuch der makroskopischen Anatomie nach funktionellen Gesichtspunkten. 8. Aufl. Stuttgart, New York. Schattauer, 1994.
- 57 Wintermantel, E.; Ha, S.-Y.: IV. Das biologische System - 7. Gewebe. In: *Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen – Implantate für Medizin und Umwelt.* Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg, New York 1996, S. 44-59.
- 58 Wolff, J.: *Das Gesetz der Transformation der Knochen.* Berlin: Verlag von A. Hirschwald. 1892.
- 59 Putz, R.; Pabst, R. (Hrsg.): *Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen.* 20. Auflage Urban & Schwarzenberg. 1998.
- 60 Fink, U.: Verschleißverhalten der Paarung TiAl6V4 – Polyethylen für Implantatanwendungen bei verschiedenen Oberflächenbehandlungen der Metallkomponente. Dissertation. *Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17 Nr. 104.* Düsseldorf: VDI – Verlag. 1994, S. 5-11.
- 61 Rauber, A.; Kopsch, F.: *Anatomie des Menschen – Lehrbuch und Atlas.* Bd. I Bewegungsapparat. Georg Thieme Verlag. Stuttgart, New York 1987.
- 62 Willert, H.-G.: Die Zerrüttung des Zementköchers. In: Willert, H.-G.: *Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie.* Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987.
- 63 Goldring, S. R.; Jasty, M.; Paiement, G.; Bragdon, C.; Ehrlich, P.; Harris, W. H.: Tissue response to bulk and particulate biopolymers in a rabbit wound chamber model. 32<sup>nd</sup> meeting Orthopaedic Research Society. New Orleans. 1986. 11:288.
- 64 Paiement, G.; Jasty, M.; Goldring, S. R.; Bragdon, C.; Roelke, M.; Harris, W. H.: Difference in tissue response to particulate biomaterials in a rabbit wound chamber model. 32<sup>nd</sup> meeting Orthopaedic Research Society. New Orleans. 1986. 11:115.
- 65 Delling, G.; Kofeldt, Ch.; Engelbrecht, E.: Knochen und Grenzschichtveränderungen nach Anwendung von Knochenzement – Langzeitbeobachtungen an humanem Biopsie-, Operations- und Autopsiematerial. In: Willert, H.-G.: *Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie.* Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987.
- 66 Pförringer, W.; Rosemeyer, B.; Wasmer, G.; Draenert, K.: Knochenzement beim Oberflächenersatz des Hüftgelenks. In: Willert, H.-G.: *Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie.* Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987.
- 67 Maronna, U.: Das Langzeitverhalten von Knochenzement in vivo. In: Willert, H.-G.: *Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie.* Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987.
- 68 Willert, H.-G.; Buchhorn, G. (Hrsg.): *Knochenzement – Werkstoff, klinische Erfahrungen, Weiterentwicklungen.* Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie Bd. 31. Huber-Verlag. Bern, Stuttgart, Toronto. 1987.
- 69 Ege, W.: Knochenzement. In: *Kunststoffe und Elastomere in der Medizin.* Stuttgart, Berlin, Köln. Kohlhammer 1993, S. 112 – 121.
- 70 International Standard ISO 5833: 1992 (E) *Implants for surgery – Acrylic resin cements.* 1992.
- 71 Ungethüm, M.; Hinterberger, J.: Die Normung von Implantatwerkstoffen am Beispiel Knochenzemente.

- Vergleichende Untersuchungen mit Berücksichtigung von Antibiotikazugaben. Z. Orthop. 116. 1978, S. 303 – 311.
- 72 Edwards, R.O.; Thomasz, F.G.V.: Evaluation of acrylic bone cements and their performance standards. J. Biomed. Mat. Res. 1981, S. 543 – 551.
- 73 Buchhorn, U.; Kistner, D.; Willert, H.-G., Semlitsch, M.: Bestimmung der Aushärtecharakteristik und der Verarbeitungsbreite von Knochenzementen. Z. Orthop. 120. 1982, S. 793 – 800.
- 74 Debrunner, H.U.: Extrusionsversuche an Acrylzementen. Technischer Rapport 2/75 der Abt. für Experimentelle Orthopädie, Inselspital Bern 1975.
- 75 Dunne, N.J.; Orr, J.F.: Flow characteristics of curing polymethyl methacrylate bone cement. Proc. Instn. Mech. Engrs. Vol 212 Part H 1998, S. 199 – 207.
- 76 Müller, K.: Mechanische Eigenschaften nicht-modifizierter Knochenzemente auf PMMA-Basis. In: Willert, H.-G.: Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987, S. 31 – 44.
- 77 Balu, G.; Noble, P.C.; Alexander, J.W.: The effect of intramedullary reaming on the cement/bone interface. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 111.
- 78 Burke, D. W.; Gates, E. J.; Harris, W. H.: Centrifugation as a Method of Improving Tensile and Fatigue Properties of Acrylic Bone Cement. Journal of Bone and Joint Surgery. 66-A (8) 1984, S. 1265 – 1273.
- 79 Dingeldein, E.; Wahlig, H.: The effect of centrifugation on radiopaque materials and antibiotics admixed to bone cements. In: Beiträge zur Implantatverankerung. Histomorph. Bewegungsapp. 3. Draenert, K; Rütt, A. (Hrsg.) 1987, S. 105 – 110.
- 80 Draenert, Y.; Draenert, K.: Moderne Zementiertechnik – Die experimentellen Grundlagen zur Vakuumtechnik. In: Die Blauth-Knieendoprothese. Hassenpflug, J. (Hrsg.). Huber Verlag. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle. 1992.
- 81 Wang, J. S.; Toksvig-Larsen, S.; Müller-Wille, P.; Franzen, H.: Is there any difference between vacuum mixing systems in reducing bone cement porosity? Journal of Biomedical Materials Research. Vol. 33. 1996, S. 115 – 119.
- 82 Gilbert, J. L.; Menis, D. W.; Smith, S. M.; Lautenschlager, E. P.; Wixson, R. W.: Effect of pore size and morphology on fatigue crack initiation in acrylic bone cements. 16<sup>th</sup> Annual Meeting Society of Biomaterials. Charleston. SC. 1990. Trans. 103.
- 83 Müller-Wille, P.; Lidgren, L.: Boiling of Monomer during high vacuum mixing of bone cement does not increase cement porosity. European Orthopaedic Research Society Vol. 6, 6<sup>th</sup> Annual Conference 15-16 June Bergen, Norway 1996, Abstract 50.
- 84 Scherer, M.: Fortschritte in der Zementiertechnik. Die Schwester/Der Pfleger 29. Jahrg. Juni 1990, S. 480 – 484.
- 85 McCaskie, A.W.; Gregg, P.J.: Femoral cementing technique: current trends and future developments. Journal of Bone and Joint Surgery. 76-B 1994, S. 176 – 177.
- 86 Saha, S.; O'Hara, R.C.; Dai, Q.; Gustafson, A.: Biomechanical evaluation of a bioresorbable intramedullary plug for total hip. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 113.
- 87 Rogers, L.L.; Wilson, S.F.; Ochoa, J.A.: Design and characterization of an absorbable cement restrictor. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 112.
- 88 Kienast, B.; Rosenbach, B.; Wening, J.V.: Klinische Erfahrungen mit einem resorbierbaren Markraumsperrer in der Hüftendoprothetik. Unfallchirurgie 24 Nr. 3 1998, S. 133 – 138.
- 89 Harris, W.H.; McGann, W.A.: Loosening of the femoral component after the use of the medullary plug cementing technique. Journal of Bone and Joint Surgery 66-A 1986, S. 1064 – 1066.
- 90 Suominen, S.; Antti-Poika, I.; Tallroth, K.; Santavirta, S.; Voutilainen, P.; Lindholm, T.S.: Femoral component fixation with and without intramedullary plug. Arch. Orthop. Trauma Surg. 115. 1996, S. 276 – 279.
- 91 Produktinformation Merck Biomaterial: Vakuum-Zementier-System nach Draenert. Handhabung Teil 1+2. Merck KGaA, 64271 Darmstadt 1995.
- 92 Draenert, K.; Draenert, Y.: Moderne Zementierungstechniken in der Endoprothetik und ihre technischen Voraussetzungen. Sonderdruck aus dem Jahrbuch der Orthopädie. Schlegel, K.F. und Jahn, K. (Hrsg.)

- Biermann Verlag Zülpich 1989.
- 93 Smith, S.G.; Kabo, M.; Kilgus, D.J.: Effects of distal femoral centralizers on bone cement in total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* Vol. 11 No. 6 1996, S. 687 – 692.
- 94 Hanson, P.B.; Walker, R.H.: Total hip arthroplasty cemented femoral component distal stem centralizer. *The Journal of Arthroplasty* Vol. 10 No. 5 1995, S. 683 – 688.
- 95 Schmidt, J.: Das transprothetische Drainagesystem zur optimierten Zementierung von Hüftendoprothesenschäften. *Operative Orthopädie und Traumatologie* Nr. 8 Heft 3 1996, S. 239 – 242.
- 96 Produktinformation zum CF-30 Schaft nach Prof. Willert von Allopro. Allo Pro (Schweiz) AG, Postfach 65, CH-8404 Winterthur.
- 97 Koster, G.; Willert, H.G.; Ernstberger, T.; Kohler, H.P.: Centralization of the femoral component in cemented hip arthroplasty using guided stem insertion. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 117(8) 1998, S. 425 – 429.
- 98 Claes, L.; Duda, G.; Kinzl, H.; Gächter, H.; Fiedler, S.; Ohnmacht, M.: Interface-Bewegungen zwischen Prothesenschaft und Femur bei partiell und voll zementierten Hüftgelenksprothesen. 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. Ulm 26./27. Februar 1999.
- 99 Edidin, A.A.; Merritt, P.O.; Hack, B.H.; Manley, M.T.: A ported, proximally-cemented femoral stem for total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 80-B No. 5 1998, S. 869 – 875.
- 100 Kester, M.A.; Edidin, A.A.; Manley, M.T.; Mann, K.A.: Design and analysis of a proximally cemented hip stem. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 114.
- 101 Nies, B.: Femurprothese mit biodegradabler Hülle. Europäische Patentschrift. EP 0 692 228 A1. 1995
- 102 Lavernia, C.J.; Reindel, E.; Gomez, M.; Compton, P.; Woo, S.L.Y.; Convery, F.R.: The effects of sustained pressurization on the bone – cement interface biomechanics. 34<sup>th</sup> Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Febr. 1 – 4, Atlanta, Georgia. 1988.
- 103 Somville, J.M.; Moldenaers, P.F.; Mulier, J.C.; Mevis, J.J.: In vitro Experiments with an Injection Technique for Cup Fixation in Total Hip Arthroplasty. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 106. 1987, S. 173 – 178.
- 104 Ypma, J.F.A.M.; Huiskes, H.W.J.; Jaspers, P.J.T.M.: A method of shaping an endoprosthesis, a femoral head prosthesis, an acetabulum prosthesis and a method of fixing a femoral head prosthesis in a bone. European Patent Application. No. 88 202 457.3, 1988.
- 105 Jansson, V.: Zementierbare Endoprothese. Europäische Patentschrift. EP 0 428 127 B1. 1990.
- 106 Jansson, V.; Zimmer, M.; Kühne, J.-H.; Sailer, F.-P.: Die Primärstabilität bei Implantation einer Zementkanalprothese. *Z. Orthop.* 131. 1993, S. 377 – 381.
- 107 Kiefer, H.: Hüftgelenkersatz – Stand der Wissenschaft. American Academy of Orthopaedic Surgeons. 26. Symposium der Hip Society, New Orleans, Louisiana, 22. März 1998.
- 108 Slooff, T.J.J.H.: Cemented Revision Arthroplasty of the Acetabulum with Impaction Grafting. Vortrag anlässlich „Interface in Total Hip Arthroplasty“, Tuttlingen 1997.
- 109 Hermle, T.: Interne Mitteilung zu ersten Untersuchungen des Systems Zement- und Saugkanalprothese. Aesculap AG & Co. KG 1995.
- 110 Pitto, R.P.; Koessler, M.; Draenert, K.: Prophylaxis of Fat and Bone Marrow Embolism in Cemented Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* No. 355. Lippincott Williams & Wilkins 1998, S. 23 – 34.
- 111 Rinecker, H.; Höllenriegel, K.: MMA-Toxizität versus Implantationsembolie: Klinische Untersuchungen. In: Willert, H.-G.: Knochenzement – Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Bd. 31. Bern, Stuttgart, Toronto: Huber 1987, S. 206 – 209.
- 112 Sevitt, S.: Fat embolism in patients with fractured hips. *British Medical Journal* No. 2 1972, S. 257 – 261.
- 113 Powell, J.N.; McGrath, P.J.; Lahiri, S.K.; Hill, P.: Cardiac arrest associated with bone cement. *British Medical Journal* No. 3 1970, S. 326 – 329.
- 114 Zichner, L.: Embolien aus dem Knochenmarkskanal als Ursache von Sofort- und Spätkomplikationen nach Einsetzen von intramedullären Femurkopfendoprothesen mit Polymethylmethacrylat. *Helv. Chir. Acta* 39 1972, S. 717 – 720.
- 115 Schlag, G.; Dingeldein, E.; Weiss, G.; Regele, H.; v. Sommoggy, S.: Tierexperimentelle und klinische Untersuchungen mit Knochenzementen. In: Erlacher, P.; Zemmann, L.; Spitzky, K.H. (Hrsg.) 1973,

- S. 17 – 45 u. S. 55 – 64.
- 116 Modig, J.; Malmberg, P.: Pulmonary and circulatory reactions during total hip replacement surgery. *Acta anaesth. scand.* 19 1975, S. 1 – 19.
- 117 Ulrich, C.: Stellenwert der Entlastungsbohrung zur Reduzierung der Knochenmarksausschüttung bei zementierten Hüftendoprothesen. *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 138 – 143.
- 118 Hofmann, S.; Huemer, G.; Kratochwill, C.; Koller-Strametz, J.; Schlag, G.; Salzer, M.: Pathophysiologie der Fettembolie in der Orthopädie und Traumatologie. *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 84 – 93.
- 119 Wenda, K.; Runkel, M.; Rudig, L.; Degreif, J.: Einfluß der Knochenmarkembolisation auf die Verfahrenswahl bei der Stabilisierung von Femurfrakturen. *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 151 – 163.
- 120 Ulrich, C.; Burri, C.; Wörsdörfer, O.; Heinrich, H.: Intraoperative transoesophageal two-dimensional echocardiographie in total hip replacement. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 105 1986, S. 274 – 278.
- 121 Kratochwill, C.; Huemer, G.; Hofmann, S.; Koller-Strametz, J.; Hopf, R.; Schlag, G.; Salzer, M.: Monitoring der Knochenmarksausschüttung sowie der kardiopulmonalen Veränderungen beim Fettemboliesyndrom. *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 123 – 129.
- 122 Maxeiner, H.: Die Bedeutung der pulmonalen Fettembolie bei intra- und frühpostoperativen Todesfällen nach hüftgelenksnahen Femurfrakturen. *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 94 – 103.
- 123 Wenda, K.; Lauer, K.; Boor, S.; Runkel, M.; Kreitner, K.F.: Gibt es in der Endoprothetik einen Zusammenhang zwischen intramedullärer Druckerhöhung, Knochenmarkseinschwemmungen und tiefen Beinvenenthrombosen? *Der Orthopäde* Bd. 24 Springer-Verlag 1995, S. 114 – 122.
- 124 Pitto, R.P.; Schramm, M.; Kößler, M.: Reduzierung des intrafemorale Druckanstieges während zementierter Total-Hüftarthroplastik für die Prophylaxe der Knochenmarksembolie und kardiopulmonaler Beeinträchtigung. Vortrag anlässlich 1. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik. Ulm 26./27. Februar 1999.
- 125 Planes, A.; Vochelle, N.; Fagola, M.: Total hip replacement and deep vein thrombosis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]* Vol. 72. 1990, S. 9 – 13.
- 126 Berman, A.T.; Parmet, J.L.; Harding, S.P.; Israelite, C.L.; Chandrasekaran, K.; Horrow, J.C.; Singer, R.; Rosenberg, H.: Emboli Observed with Use of Transoesophageal Echocardiography Immediately after Tourniquet Release during Total Knee Arthroplasty with Cement. *Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 80-A No. 3 1998, S. 389 – 395.
- 127 Hallin, G.; Modig, J.; Nordgren, L.; Olernd, S.: The intramedullary Pressure during Bone Marrow Trauma of Total Hip Replacement Surgery. *Journal of Medical Sciences.* Upsala 1974.
- 128 Pomeroy, D.L.: Embolic dangers increase with cemented THA. *Orthopaedics Today.* Dec. 1995, S. 8.
- 129 Orsini, E.C.; Byrick, R.J.; Mullen, J.B.; Kay, J.C.; Waddell, J.P.: Cardiopulmonary and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 69 1987, S. 822 – 832.
- 130 Schlag, G.; Schliep, H.J.; Dingeldein, E.; Grieben, A.; Ringsdorf, W.: Sind intraoperative Kreislaufkomplikationen bei Alloarthroplastiken des Hüftgelenks durch Methylmethacrylat bedingt? *Anaesthesist* 25. 1976, S. 60 – 67.
- 131 Wenda, K.; Degreif, J.; Rudigier, J.; von Issendorff, W.D.; Grieben, A.: Pathogenesis and effective prophylaxis of the cement implantation syndrome. 3<sup>rd</sup> World Biomaterials Congress, Kyoto, Transactions, Vol. XI 1988, 579.
- 132 Song, Y.; Goodman, S.B.; Jaffe, R.A.: Femoral intramedullary pressures during hip replacement using modern cement technique. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 110.
- 133 McCaskie, A.W.; Barnes, M.R.; Lin, E.; Harper, W.M.; Gregg, P.J.: Cement pressurization during hip replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]* Vol. 79-B, No. 3 May 1997, S. 379 – 384.
- 134 Plitz, W.; Jäger, M.; Rohrhuber, W.; Bracker, W.: Intramedulläre Druckmessung am Leichenfemur bei verschiedenen Methoden der Knochenzement-Einbringung und Implantation von Endoprothesen. In: *Die Koxarthrose.* Hrsg. R. Bauer, F. Kerschbaumer, MLV – Uelzen, 1984, S. 260 – 263.
- 135 Wittig, A.; Müller, S.; Bruns, J.: Markraumsperrern in der zementierten Hüftendoprothetik – Vergleichende, experimentelle Untersuchung auf Funktionalität, intramedullären Druck und Einfluß der Zement-

- viskosität. Z. Orthop. 137, Suppl. I, 1999, S. A65 Abstract VI-275.
- 136 Lein, G.: Technische Strömungslehre. Vorlesungsmanuskript des Instituts für Hydraulische Strömungsmaschinen – Universität Stuttgart. 1992.
- 137 Göde, E.: Gesprächsnotiz und persönliche Mitteilung. Institut für Hydraulische Strömungsmaschinen. Universität Stuttgart 1997.
- 138 Dubbel, Taschenbuch für den Maschinenbau: 18. Auflage. Beitz, W. und Küttner, K.-H. (Hrsg.) Springer-Verlag Berlin; Heidelberg; New York; London; Paris, 1995, B45 – B62 und A90 – A102.
- 139 Bohl, W.: Technische Strömungslehre. 11. Auflage Vogel-Verlag. Kamprath – Reihe. Würzburg, 1998, S. 79 – 182.
- 140 Truckenbrodt, E.: Lehrbuch der angewandten Fluidmechanik. Springer – Verlag. Berlin; Heidelberg; New York; Tokyo, 1983, S. 90 – 122.
- 141 Eck, B.: Technische Strömungslehre. Springer – Verlag. Berlin; Heidelberg; New York, 1966, S. 109 – 136.
- 142 Böswirth, L.: Technische Strömungslehre. 2. Auflage Vieweg-Verlag. Braunschweig; Wiesbaden, 1995, S. 168 – 179.
- 143 Spurk, J.H.: Strömungslehre – Einführung in die Theorie der Strömungen. Springer – Verlag. Berlin; Heidelberg; New York; London; Tokyo, 4. Auflage, 1996, S. 161 – 237.
- 144 Betz, A.: Einführung in die Theorie der Strömungsmaschinen. Verlag G. Braun Karlsruhe, 1958, S. 21 – 26.
- 145 Produktinformation zum Viskotester Haake VT 550. Gebrüder Haake GmbH, Karlsruhe.
- 146 Hochstein, B.: Rheologie von Kugel- und Fasersuspensionen mit viskoelastischen Matrixflüssigkeiten. Dissertation Universität Fridericiana Karlsruhe. 1997.
- 147 Anwenderinformation zum Knochenzement Cemex System Gun A. V.®. Tecres S.p.A. Bussolengo (VR), Italien, 1998.
- 148 Bartsch, H.-J.: Taschenbuch mathematischer Formeln. Verlag Harri Deutsch. Thun und Frankfurt am Main. 1990, S. 509 – 541.
- 149 Mader-Hipp, W.: Fließgrenzen messen und nicht rechnen. Sonderdruck aus LaborPraxis Nr. 11, November 1989.
- 150 Barnes, H.A.: The yield stress – a review or “παντα ρει” – everything flows ? Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics. Vol. 81, Elsevier Science B. V. 1999, S. 133 – 178.
- 151 Coussot, P.; Piau, J.-M.: On the behaviour of fine mud suspensions. Rheologica Acta Vol. 33 No. 3 1994, S. 175 – 184.
- 152 Psychrembel, W.: Klinisches Wörterbuch – 258., neu bearbeitete Auflage. Berlin; New York: de Gruyter, 1998.
- 153 Kühn, K.-D.: Bone Cements - Up-to-Date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials. Springer-Verlag: Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 2000.
- 154 Soltész, U.; Ege, W.: Influence of mixing conditions on the fatigue behaviour of an acrylic bone cement. 10<sup>th</sup> European Conference on Biomaterials. Davos, Switzerland, Sept. 8 – 11, 1993.
- 155 Soltész, U.; Ege, W.: Fatigue behaviour of different acrylic bone cements. Fourth World Biomaterials Congress. Berlin, Federal Republic of Germany, April 24 – 28, 1992.
- 156 Murphy, B.P.; McCormack, B.A.O.; Prendergast, P.J.: Measurement of non-linear damage accumulation in PMMA bone cement under cyclic loading. EU standards measurement and testing program contract no. SMT – CT 96 – 2076.
- 157 Lewis, G.; Nyman, J.; Trieu, H.H.: The apparent fracture toughness of acrylic bone cement: effect of three variables. Biomaterials 19. 1998, S. 961 – 967.
- 158 Wallstein, S.: Konzeption und Konstruktion eines OP-tauglichen Zementinjektors (Prototyp) für das System Zement- und Saugkanalprothese. Diplomarbeit Universität Stuttgart, 1998.
- 159 Ebramzadeh, E.; Sarmiento, A.; McKellop, H.A.; Llinas, A.; Gogan, W.: The Cement Mantle in Total Hip Arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 76-A, No.1 1994, S. 77 – 87.
- 160 Ramaniraka, N.A.; Rakotomanana, L.R.; Leyvraz, P.-F.: The fixation of the cemented femoral component. Effects of stem stiffness, cement thickness and roughness of the cement-bone surface. Journal of Bone and Joint Surgery [Br] 82-B, No. 2 2000, S. 297 – 303.
- 161 Grupp, T.M.: Unveröffentlichte Untersuchungen zum Polymerisations- und Festigkeitsverhalten der Kno-

- chenzemente Palacos R, Osteopal, Sulfix 60 und Cemex System. Aesculap AG & Co. KG 1998.
- 162 Huiskes, R.: Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop. Scandinavica, Supplementum* 185, 1980, S. 189 – 200.
- 163 Kadakia, N.; Noble, P.; Beardsley, C.; Aberman, H.; Paravic, V.: Do cement voids cause premature failure of cement mantles in total hip arthroplasty. 46<sup>th</sup> Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, March 12-15, 2000, Orlando, Florida. Abstract 221.
- 164 Morlock, M.M.: Pre-clinical Testing of Orthopaedic Implants. „Testing of Cemented Hip Replacement Implants: Pre-Normative Research for European Standard.“ European Consortium Contract SMT4-CT96-2076, 1999.
- 165 Lewis, G.: Effect of Mixing Method and Storage Temperature of Cement Constituents on the Fatigue and Porosity of Acrylic Bone Cement. *Journal of Biomedical Materials Research (Appl Biomaterials)* 48, 1999, S. 143 – 149.
- 166 Havelin, L.I.; Espehaug, B.; Lie, S.A.; Engesaeter, L.B.; Furnes, O.; Vollset, S.E.: Prospective Studies of Hip Prostheses and Cements. A Presentation of the Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999. 67<sup>th</sup> Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 12-15, 2000, Orlando, USA.
- 167 Grupp, T.M.; Kühn, K.-D.; Tuchscherer, C.; Hermle, T.; Blömer, W.; Planck, H.: Methode zur sekundären Zementierung von Hüftendoprothesenschäften – Analyse von geeigneten Knochenzementen hinsichtlich Viskosität und Festigkeit. Posterpräsentation No. 25 –Gemeinsame Jahrestagung der DGBM, CAB und 3. Kolloquium der Kompetenzzentren für Biomaterialien. Ulm 24./25. Nov. 2000.
- 168 Soltész, U.: The influence of loading conditions on the lifetimes in fatigue testing of bone cements. *Journal of Material Sciences. Materials for Medicine*, No. 5 1994, S. 654 – 656.
- 169 Lewis, G.: Relative Roles of Cement Molecular Weight and Mixing Method on the Fatigue Performance of Acrylic Bone Cement: Simplex<sup>®</sup> P versus Osteopal<sup>®</sup>. *Journal of Biomedical Materials Research (Applied Biomaterials)* No. 53, 2000, S. 119 – 130.
- 170 Breusch, S.J.; Schneider, U.; Kreuzer, J.; Ewerbeck, V.; Lukoschek, M.: Einfluß der Zementiertechnik auf das Zementierergebnis am koxalen Femurende. *Orthopäde* No. 29, Springer-Verlag, 2000, S. 260 – 270.
- 171 Mann, K.A.; Werner, F.W.; Ayers, D.C.: Mechanical strength of the cement-bone interface is greater in shear than in tension. *Journal of Biomechanics* 32, 1999, S. 1251 – 1254.
- 172 Beck, A.; Strecker, W.; Gebhard, F.; Arand, M.; Kinzl, L.: Einfluß des Prothesendesigns auf die intramedulläre Druckentwicklung bei der Schafteinbringung von Hüftendoprothesen. Vortrag Session 1 – Gemeinsame Jahrestagung der DGBM, CAB und 3. Kolloquium der Kompetenzzentren f. Biomaterialien. Ulm 24./25. Nov. 2000.
- 173 Pitto, R.P.; Koessler, M.; Kuehle, J.W.: Comparison of Fixation of the Femoral Component without Cement and Fixation with Use of a Bone-Vacuum Cementing Technique for the Prevention of Fat Embolism during Total Hip Arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol. 81-A, No. 6, June 1999, S. 831 – 843.
- 174 Breusch, S.J.; Reitzel, T.; Schneider, U.; Volkmann, M.; Ewerbeck, V.; Lukoschek, M.: Zementierte Hüftendoprothetik – Verminderung des Fettembolierisikos mittels gepulster Druckspülung. *Orthopäde* No. 29, 2000, S. 578 – 586.
- 175 Older, J.: Cemented Fixation. In: *Implant Spezial „Interface in Total Hip Arthroplasty“*. Hrsg. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. 1997.
- 176 Harris W.H.; McCarthy, J.C.; O’Neill, D.A.: Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 64-A, 1982, S. 1063 – 1067.
- 177 Mulroy, R.D.; Harris, W.H.: The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 72-B, 1990, S. 757 – 760.
- 178 Breusch, S.J.; Berghof, R.; Schneider, U.; Weiß, G.; Simank, H.G.; Lukoschek, M.; Ewerbeck, V.: Der Stand der Zementiertechnik bei Hüfttotalendoprothesen in Deutschland. *Z. Orthop.* 137, 1999, S. 101 – 107.
- 179 Older, J.: The Charnley L.F.A. at 25 years with a world-wide review. *Proceeding of the International Symposium: Charnley total hip arthroplasty „33 years of worldwide experience“*. Lyon, France 1995.



- 180 Krismer, M.; Tschupik, J.P.; Bauer, R.; Mayrhofer, P.; Stöckl, B.; Fischer, M.; Biedermann, R.: Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen. Orthopäde 26, 1997. S. 229 – 236.
- 181 Shepard, M.F.; Kabo, J.M.; Liebermann, J.R.: Influence of Cement Technique on the Interface Strength Femoral Components. The Frank Stinchfield Award. Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 381 Lippincott Williams & Wilkins, Inc. 2000, S. 26 – 35.

## Summary

### ***A new secondary fixation method for a cemented femoral stem component for total hip arthroplasty***

#### ***Introduction***

Apart from the tribological properties of the artificial joint surfaces, long term results of joint replacements are mainly determined by the quality of integration with surrounding bone. While the use of modern materials for the bearing surfaces of head and inlay are based on  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -ceramics or CoCrMo-alloys, and improvements are continually being made with regards to the ageing persistence of Ultra High Molecular Weight Polyethylene (oxidation minimization), a high standard is created to prevent wear induced osteolysis. In contrast to that the efficiency of cemented total hip arthroplasty is highly dependant upon the abilities of the surgeon. Intraoperatively created discontinuities in the cement mantle such as pores, occlusions or laminates, deficient load bearing capacity caused by eccentric positioning of implant components and consistency-dependant imperfections with regard to insufficient implant/cement bonding, all critically determine the long term results of mechanically highly stressed femoral components [1].

An insufficient shaped bone cement layer, with areas of thin cement is a frequent source of fracture and the generation of particles caused by pronounced wear is one of the causes of biologically induced aseptic loosening promoted by granuloma formation, bone resorption and subsequent osteolysis [2,3,4,5,6].

The release of bone cement fragments at the prosthesis/cement interface and at the cement/femur interface effects the genesis of foreign-body granulomas in the surrounding tissues and therefore controls the stimulation of bone resorption and supports osteolysis through cytochemical reactions. Criteria for the quality of cemented stem fixation are, in particular, the complete filling of the femoral cavity with bone cement, the cement application without impurities between implant and bone, and the almost non-porous mixing of the bone cement. Inhomogenities in the cement mantle for example blood lamination, inclusions of marrow, saline or bubbles of air possibly formed during mixing, stem insertion, the removal of the redon drainage or by an unfavourable geometrical shape of the distal and proximal centralizers, all cause areas of high stress concentration due to notch configurations and therefore weaken the cement mantle leading to fatigue failure [7,8,9].

Especially blood laminations and the forming of layers in the cement mantle, cause an interference in the bone cement adhesion between these stratifications. These defects lead to an increase in wear rate of bone cement, with the generation of particles resulting from micro-motion under shear loading [8,10,11].

Grave sources of failure also result from the subsequent stem insertion procedure. The progressive polymerisation kinetics of bone cements are additionally influenced by varying terms of mixing, environmental conditions such as temperature and humidity, as well as batch dependant divergencies, so that the surgeon has difficulties in creating constant and reproducible results. A delayed stem implantation combined with a spontaneous increase in hardness of the bone cement, may mean that the desired mechanical interconnection between the bone cement and the mostly micro-structured surface of the metallic implant component is not suitably obtained. In such cases the endurance performance at the cement/prosthesis interface, is significantly inferior following implantation [2,12,13,14,15].

Premature fragmentation of the cement mantle occurs as a result of decreased load bearing capacity. One of the main reasons for this decreased load bearing capacity is the eccentric positioning of the prosthesis in the medullary cavity, so that sectors of thin layers (< 1 mm), or gaps and irregularities within the cement mantle originate, allowing for direct contact between the implant and bone. The bone cement formed in such regions crumbles and becomes grind between metallic implant and bone [2,7,13,16,17,18].

A deficiency of pressurization or a delayed cement injection or stem insertion results in an inadequately developed penetration of bone cement into the trabecular structure of the cancellous bone in the intertrochanteric region and the lack of interlocking with the cortical bone in the distal stem region.

The resulting mechanical failure of the bone deposit is responsible for a premature debonding of the cement-femur interface leading to an increase in cement abrasion, atrophy of bony structures and incorporation of

soft tissue layers at the cement/femur boundary [8,19,20]. To obtain a sufficient initial stability of the implant it is necessary to apply a moderate pressurization to the bone cement. On the other hand, intraoperative pressure applied in the medullary canal and in particular in the intertrochanteric region of the femur, increases the risk of manifest embolisation of the lungs. Intravasation of fat and marrow into the venous blood circulation takes place depending upon the intramedullary pressure [21].

These phenomena could generate serious cardio-vascular-pulmonal effects and life-threatening intra- and postoperative complications. The perception that some of the clinical failures in total hip arthroplasty have been due to insufficient cementing techniques has led to several improvements and standardization of methods, being made as well as the development of new formulations of bone cements and mixing procedures for the correct intraoperative preparation of the bone cement [22,23,24,25,26,27,28,29,30,31,32]. Improvements in cementing techniques have increased the endurance of the prosthesis-cement-bone interconnection. Some surgeons and also particular clinical centers have reported excellent long-term results for the cemented fixation of hip endoprostheses [33,34]. The idea behind the present thesis is to enable optimized and standardized conditions for the cemented implantation of a hip stem, independent of the ability of the individual surgeon, so as to minimize the risk of embolic intra- or postoperative complications for the patient.

### **Objectives**

This dissertation deals with the development of a new method for secondary cement injection and drainage of the medullary cavity through the femoral component to standardize the circumstances surrounding the cemented implantation technique in total hip arthroplasty. Aspects concerning the reproducibility of the prosthesis position are of primary concern as well as a high quality of the cement mantle, defined and adjustable penetration depth in the trabecular bone for a stable initial fixation of the implant and the simultaneous avoidance of high intramedullary pressures.

In particular the objectives can be divided into the following four aspects:

- The conception of an automatically pressure- or volume controlled cement application with defined and reproducible cement flow for reduction of voids, occlusions, laminates and layers. The conception of the system according to the laws of fluid mechanics should realize a systematic and reproducible process of steady filling and homogenous distribution of the cement allowing for high quality cementation in the medullary canal.
- The application of a technique which is adapted to the operative requirements and which results in a determined procedure for a defined and reproducible cement penetration in the trabecular structures. The procedure is distinguished through an elimination of the advanced progressive hardening reaction and a wide tolerance according to environmental- and batch related variations in the cement viscosity. Therefore the complete system can be examined by a systematic biomechanical optimization under consideration of the outer interface.
- The development of a careful method for practical risk free application of bone cement in consideration of the need to avoid high intramedullary implantation pressures which would lead to unacceptable high bone marrow intravasations in the venous blood circulation and thus prevent the incidence of grave cardio-vascular-pulmonal phenomena (FES) and significantly reduce the embolic danger for the patient. By making steady continuous measurements of the hardening reaction of various bone cements, a reliable correlation between the present cement viscosity and the corresponding intramedullary pressure distribution in the system should be guaranteed. As a result, processing parameters for the subsequent clinical application should be evaluated and tested. The aim of this part is the rheologic registration of the polymerisation kinetics of bone cement so as to obtain a description of the flow characteristics of bone cements dependant on the cement consistency and the structure and composition of the cement type under consideration.

## Materials and Methods

In a first step a working prototype of the complete system „Zementkanal“-prosthesis was manufactured based on a model which analysed the fluid mechanics conditions during the injection process. Based on these theoretical perceptions, a correct layout of the stem component and the application system was designed corresponding to the laws of fluid mechanics.

In Fig. 1 a prototype of the „Zementkanal“-prosthesis is shown illustrating cement injection outlets, proximal sealing element with leakage channels, distal connecting element with plug and the inlet of the distal exhaust.

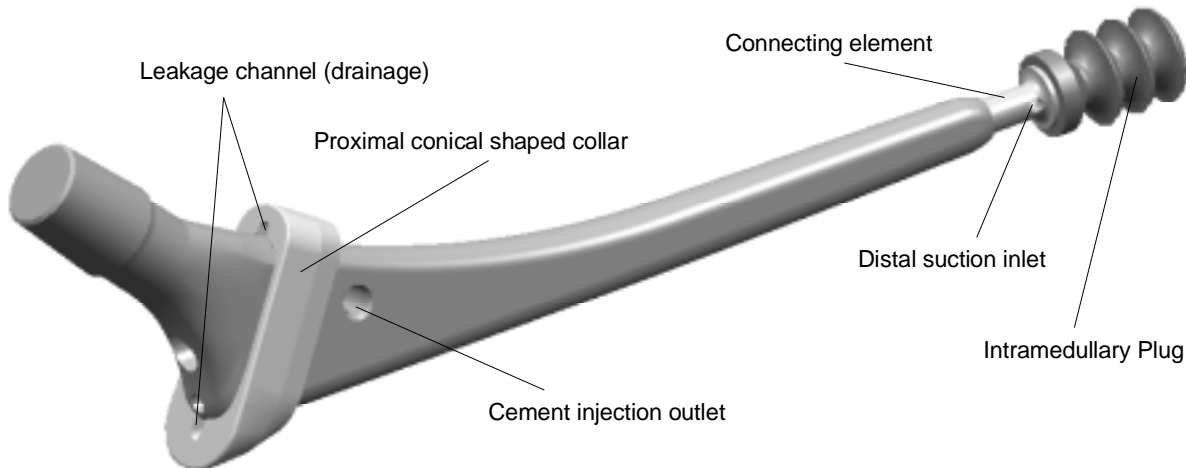


Fig. 1: Illustration of the functional elements of the „Zementkanal“-prosthesis (Prototype)

The sealing of the medullary space is ensured for the distal metaphyseal region using a bioresorbable intramedullary plug and for the proximal region using a collar made out of PMMA<sup>1</sup>. This is firmly bonded with the prosthesis and the „press fit“ shape guarantees that no leakage can occur into the region of the cancellous bone at the plane of resection. This is further ensured by suitable tolerances for the resection angle at the position of the femoral neck.

After the fluid mechanics investigation and the construction of the stem component and injector system, a model of a femoral cavity was chosen on the basis of various orientating tests. A test bench was designed for examining the variation of testing device parameters within the laboratory.

To guarantee a high degree of reproducibility and for the objective evaluation of conceivable processing parameters for the investigated bone cements (criteria for selection), a modification of a measurement procedure for the steady recording of absolute dynamic cement viscosities (rotational rheometer) was enforced. To enable determination of the non-Newtonian flow characteristics of curing polymethyl methacrylate bone cement, diverse monitorings are introduced with the use of oscillating rheology methods with regards to the phenomena elasticoviscosity, pseudoplasticity (reduction in viscosity with increased shear rate) and the yielding point of flow.

The essential part of the present work is formed by 197 injection procedures in the laboratory for the empirical research of the optimal input quantities for the compound system. Therefore, the following system parameters were varied at 4 or 5 discrete constitutions of the polymerisation reaction of the bone cements (consistence:  $\eta = 10, 25, 50, 100, 200$  Pas):

- Cement volume stream (spectrum: 0,3/ 0,6/ 1,2/ 2,4/ 4,8 ml/s – equivalent to an injection time of 128, 64, 32, 16, 8 seconds)
- Form of drainage of the medullary space (active / passive)
- Circular wideness of the gap in the distal part (diameter of the gap 1/ 2 mm)

<sup>1</sup> Septopal® with additional Zirkondioxide – Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim Germany

- Type of bone cement (Osteopal<sup>®2</sup>/ Cemex System<sup>®3</sup>)
- Simulated blood flows and conditioning at 37 °C
- Fluid resistance of the proximal leakage (factor 0,25/ 1,0/ 4,0)
- Surplus volume (leakage)
- Intraoperative positioning of the implant (lateral and dorsal approach)

For the assessment of the cementation results, the criterion involved the intramedullary pressure development within the narrow space, integration of pressure over time and the quality of the cement mantle with measurement of the porosity were taken into consideration. In addition to this the cement input pressure in the syringe and the variation in the viscosity during injection were continuously registered. To relate the cement mantle strength (n = 15) to practical relevance, small specimens were retrieved from implantations in antegrade cement application and conventional stem insertion for comparison with the secondary cement injection („Zementkanal“-prosthesis), and were measured in Dynstat tests.

In in vitro-experiments on cadaveric human femurs (n = 12) the transferability of findings made in the laboratory were checked with regard to the intramedullary pressure distribution, the corresponding cement pressure input in the syringe and the quality of cementation (voids and deficiencies), for four different cement viscosities. After a radiologic evaluation, a computer assisted measurement of the resulting penetration depth into the cancellous bone for standardized cross-sectional areas of the proximal femur was carried out. In a subsequent c-arm-test on cadaveric human femurs (n= 7), the reproducibility of the cement propagation in the medullary space was recorded with dynamic X-rays, in an X-ray image intensifier tube (picture repetition frequency 6 Hz) and the functional capacity of the optimized „Zementkanal“-prosthesis in combination with the prototype of the OP-injector was investigated. With identical application of the sensors, the resulting intrafemoral niveaus of pressures for implanted stem components under conventional cementing technique were registered in cadaveric human femurs (n = 4).

## Results

The findings of the fluid mechanics examination are a meaningful instrument for the detection of neurological points during the injection process. Because of the simplified assumptions, such as Newtonian flow behaviour of the bone cements and the validity of the bonding condition for the apparent loss of pressure in the singular sections of the system as well as the filling of the distal intramedullary region, only tendency statements can be made. The recording of the polymerisation kinetics of bone cements with a rotational rheometer is a suitable aid for eliminating batch or environmental related influences during the hardening process of the bone cements both in the laboratory and using human cadaver experiments. Therefore discrete points of a processing window can be examined.

Because of that that the hardening characteristics of a single batch of cement were adjusted using a mixing process with intermittent examination of the properties, and the batch is tuned with variation of the grain size distribution and addition of Co-polymers at the relatively wide range of the ISO standard. Therefore Fig. 2 demonstrates significantly that a characterisation of the polymerisation conditions of bone cement against time is absolutely unreliable, even under air conditioned, laboratory environment conditions.

Although a single batch results from one mixing procedure, the current graph demonstrates a high variability of the viscosity curve over time within one batch. Therefore in all experiments for the development of the „Zementkanal“-technique, the consistency of the bone cements used was continuously recorded and the injection in the test setup was automatically started at predefined discrete points along the viscosity curve. Because of the steady polymerisation reaction of the cement sample, the oscillating rheology is only able to give qualitative statements for the highgrade non-Newtonian flow characteristics of single types of bone cements. The flow behaviour of bone cement is characterized by the elasticoviscosity, dependant upon the stage of the polymerisation, a decrease of the stationary viscosity function with increasing frequency and the existence of a more or less pronounced yield stress.

---

<sup>2</sup> Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim Germany

<sup>3</sup> Tecres SpA, Sommacampagna (VR), Italy

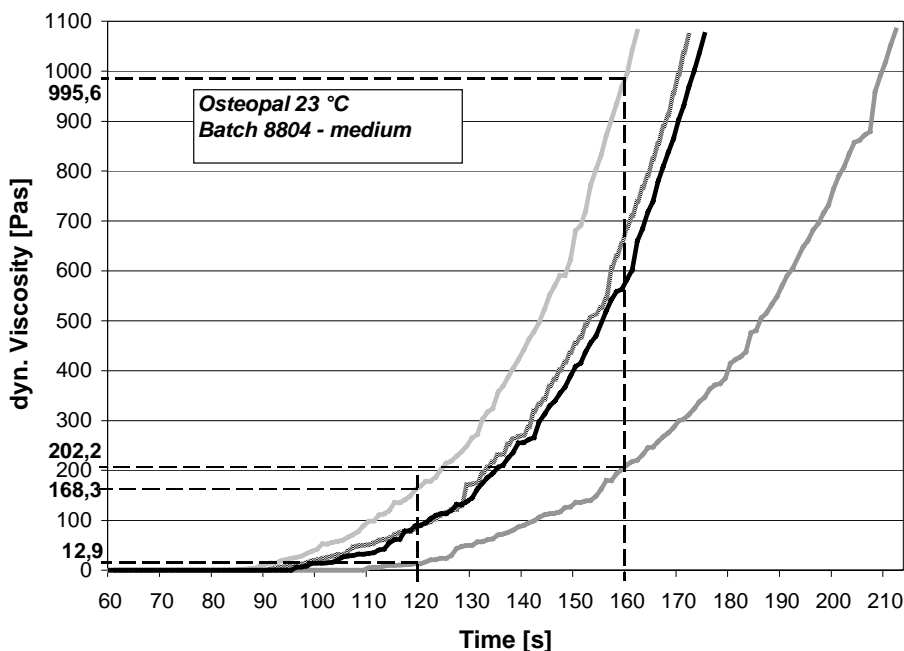


Fig. 2: Hardening reaction of Osteopal® within a single batch with characterisation medium

The main results and fundamental findings of the 197 laboratory tests are summarised in a series of diagrams on the following pages. For a better understanding of the injection process, an initial analysis is made of a measurement protocol of a laboratory test in the standard working phase with an average volume stream (Fig. 3). The schematic pictures of the stem component are correlated to the curves of intramedullary pressure and should demonstrate the filling stage at that moment.

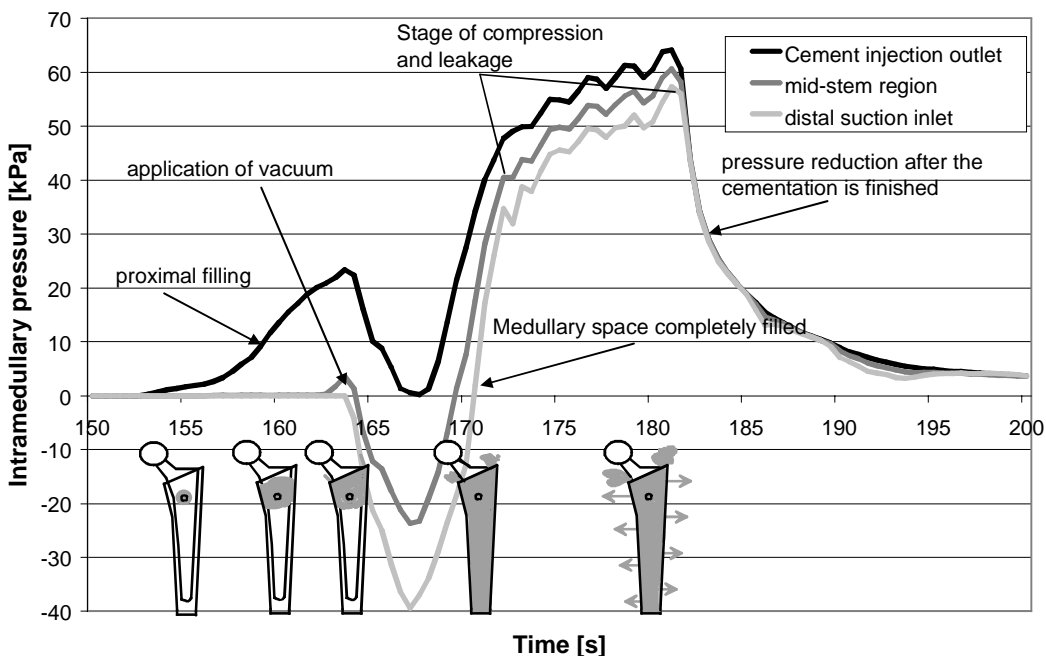


Fig. 3: Curves of the intramedullary pressure with an illustration of the different stages of the cementing process ( $\eta_{start} = 50 \text{ Pas}$ )

When the pressure recorded by the sensor at the proximal cement outlet (black line) is analyzed a steady ascent can be seen starting during the proximal filling and lasting until the cement begins to stream out of the two leakage channels in the collar. The light gray curve depicts the development of the intramedullary pressure in the region of the distal connecting element, between the plug and the tip of the prosthesis,

immediately over the ventral section inlet of the exhaust system. The change of direction of the light gray curve in the negative section of pressure (relative measurement) indicates the application of the vacuum which results in a high pressure gradient from proximal to distal. This then effects a time interval extension that is plainly visible on the pressure graphs at the mid-stem and proximal sensors. The point of intersection of the light gray line with the abscissa characterizes the already complete filling with bone cement of the medullary space between prosthesis and osseous cavity. The following rapid increase of the pressure up to 33,3 – 46,7 kPa ( $\eta_{\text{Start}} = 50 \text{ Pas}$ ) indicates the beginning of the phase of compression and cement penetration into the porous cavities of the artificial stone model. The time-related extension of this pressurization phase is pre-determined by the leakage volume which has to stream out of the proximal leakage canals. To summarize the results of the experimental laboratory test on the femur model the following conclusions can be drawn:

- Considering the factors porosity, intramedullary pressure and integration of the pressure against time, the procedure shows a high sensitivity according to the generated volume stream (see Fig. 4).

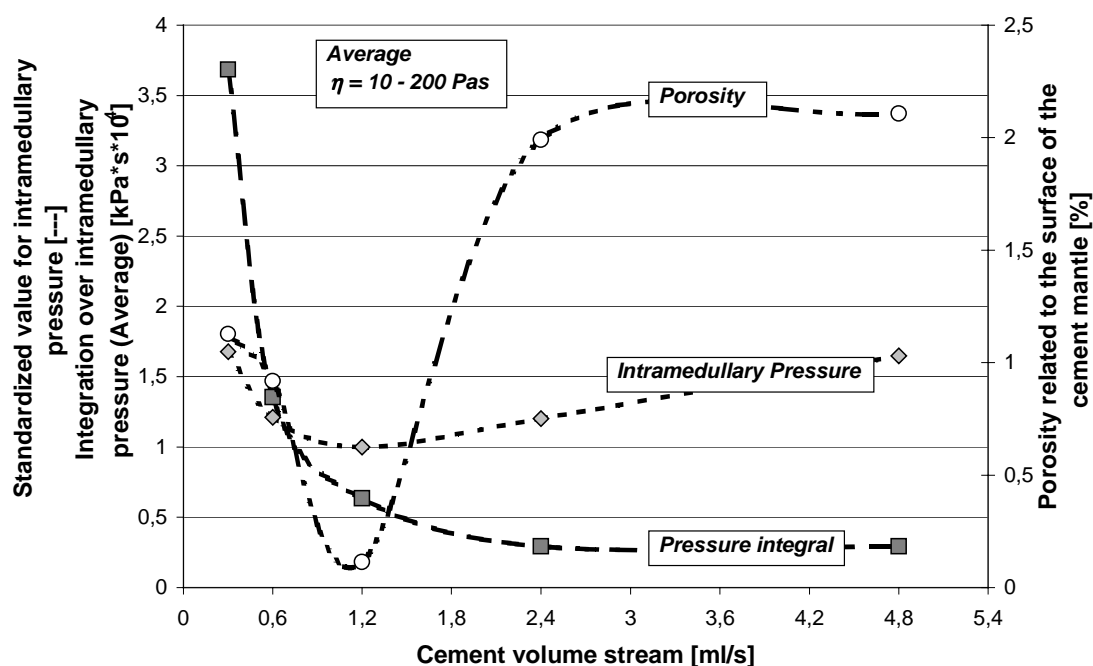


Fig. 4: Influence of the cement volume stream on the measurable variables including intramedullary pressure (standardized), pressure integral and related porosity

- Considering all evident factors, an optimum volume stream of 1,2 ml/s can be determined with a high degree of significance.
- A moderate pressure development between 40 – 93,3 kPa is generated in the standard working phase (maximum of 266,6 kPa for the upper end of the processing window -  $\eta = 200 \text{ Pas}$ ).
- The drainage of the medullary space with active exhausting reveals advantages regarding the quality of the cement mantle.
- Of all the bone cements tested the Osteopal<sup>®</sup> bone cement filled both sets of criteria, injection ability and cement strength, and was therefore considered the favourite.
- The circular width of the gap in the distal region, should reach 2 mm from the point of view of homogeneous bone cement distribution and biomechanical stability.
- Under simulated blood flow and a conditioned temperature of 37°C, the quality of cementation increases with the accelerated hardening reaction. Diverse additions or laminates are not detected.
- The geometrical variation of the streaming resistance of the proximal leakage canals is a suitable instrument for controlling the viscosity dependant compression of the bone cement in the medullary space over wide ranges.

- The secondary cement injection is independent of the intraoperative implant position (surgical approach lateral and dorsal) for the chosen geometrical shape of the prosthesis.

During the laboratory and human cadaver experiments on principle the polymerisation reaction of the bone cement was recorded. There it could be seen that the proportion of the maximal intramedullary pressure at the end of the compression phase and the corresponding cement viscosity for the discrete point in the processing window are both constant. In Fig. 5 the pressure behaviour of the proximal sensor (black), and the corresponding increase of the cement viscosity (light gray) is depicted for an example viscosity with the injection starting at  $\eta = 100$  Pas.

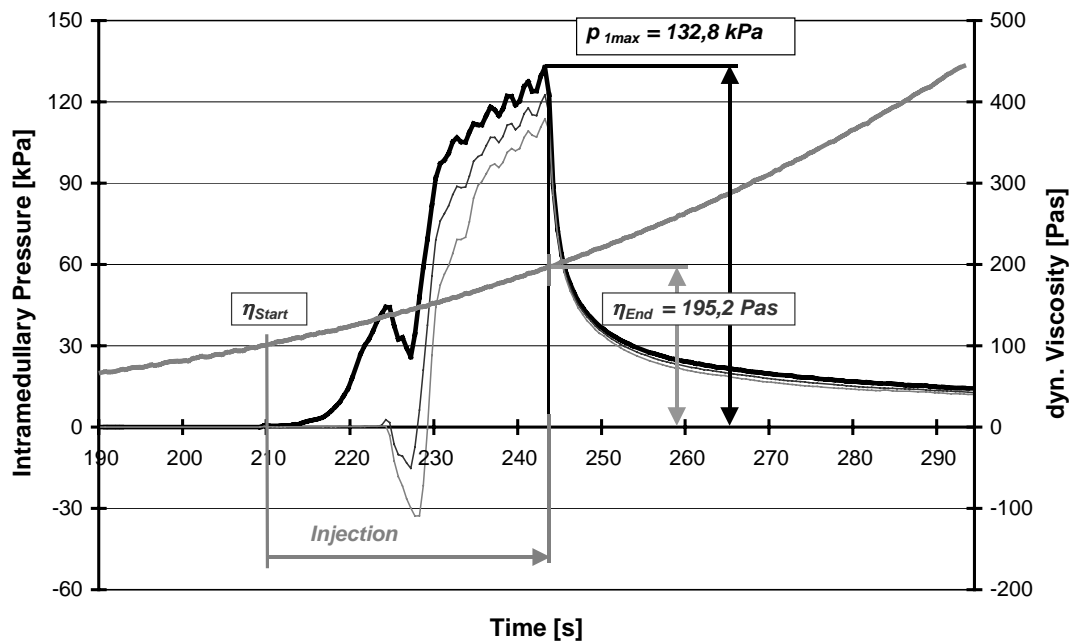


Fig. 5: Correlation between maximum pressure during the compression stage and viscosity at the end of the injection procedure

A constant was calculated using the mean maximal pressure in the intramedullary canal in the proximal femur and the corresponding end viscosity, for both the artificial model as well as the cadaveric human femur.

This enabled a defined and adjustable penetration depth in cancellous bone, independent of the cement consistency, to be achieved with the present system of the „Zementkanal“-prosthesis (shown in Fig. 6).

Using the predetermined resistance relationship for proximal leakage streaming, a defined parallel displacement of the level of the penetration constant can be found and therefore the interdigitation depth of the bone cement in the trabecular structure of the coxale femur can be adjusted. For the single incision plane the penetration depth in the cancellous bone is almost completely independent with regard to the underlying viscosity. A point of interest is the observation that as a result of the anatomical situation, a steady decreasing of the cement penetration depth from proximal ( $\varnothing = 3,4$  mm) to distal ( $\varnothing = 1,8$  mm) is seen despite a homogenous pressure distribution in the proximal cavity. The significant reduction of the penetration depth in the trabecular bone with respect to the first series of in vitro-experiments (black dotted curve), is created by a reduction in the resistance at a value of 75 % caused by the proximal leakage holes.



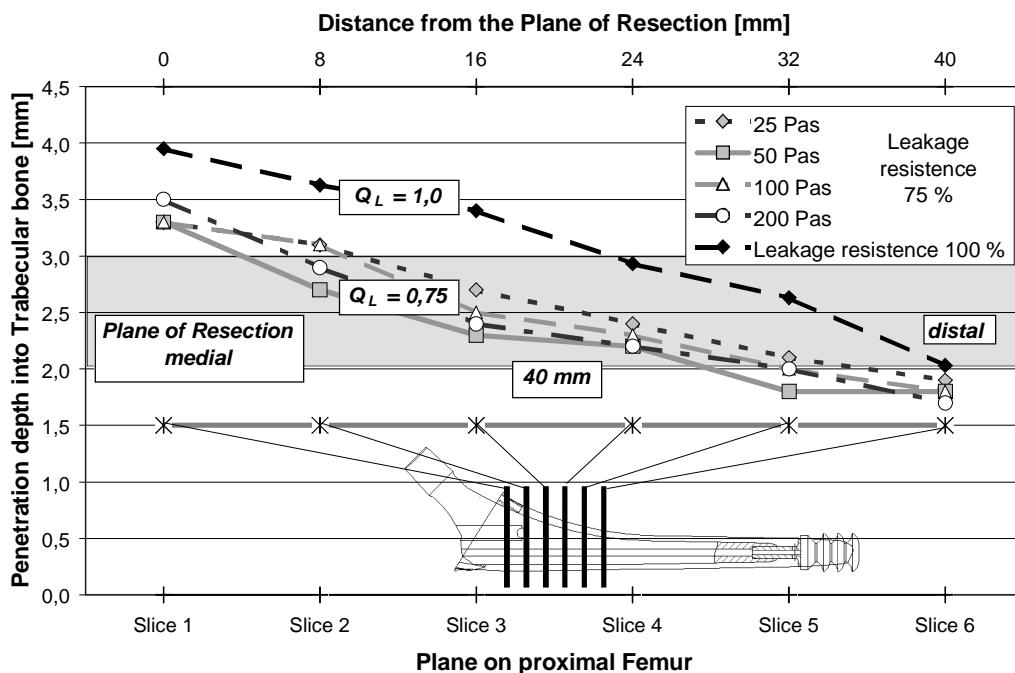


Fig. 6: The penetration depth of the bone cement in the trabecular bone depending on the plane of incision for various viscosities at the start of injection

Complications, such as pulmonary embolism up to cardiac arrest resulting from an implantation technique that causes an increase in the intrafemoral pressure with marrow invasions in the venous circulation, have already been pointed out. Therefore the intramedullary pressure generated during the cemented fixation of a hip endoprosthesis is a critical factor [2].

For measuring the intramedullary pressures, formed when implanting endoprostheses in the large tube forming human bones, the relevance of factors such as the various operative techniques and the positioning of the sensors is of great importance. The comparative overview in Fig. 7 contains a multitude of diverse literature investigations of intrafemoral pressures measured during conventional stem implantation without comments on the operative procedure or the measurement method used [35,36,37,38,39,40,41,42].

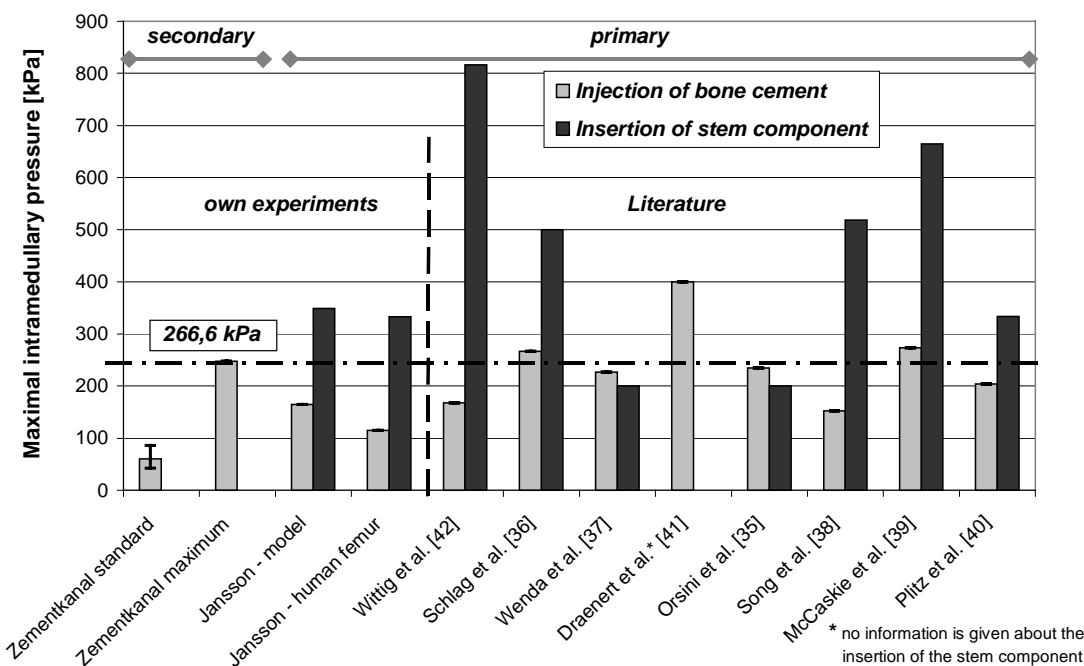


Fig. 7: Comparison of the peaks of intramedullary pressure during the primary and secondary cementation

The resulting implantation pressures using secondary cementation are shown in the left side of the diagram both for the standard working phase and for the absolute maximum. From this simple comparison it follows that the secondary cement injection system facilitating the elimination of the additional stem insertion during the redon drainage is inactive, and therefore results in an essential avoidance of high intramedullary pressures which can generate marrow invasions and therefore serious intra- and postoperative complications. Absence of the absolute level of pressure, mainly the number of shunting occurrences (effect of summation) and the duration, is on influence of the cascade like formation of a fat embolism and therefore the „Zementkanal“-prosthesis is, in the current configuration (only one pressure peak), a safe operation method with controlled intramedullary pressure development.

In particular the fatigue mechanical behaviour of an endoprosthesis fixed with bone cement is dependent on a combination of material properties, implantation technique, design of the implant component, shape of the cement mantle and the anatomical conditions in the medullary space. Therefore the measurements of the mechanical properties were carried out on bone cement layers produced under simulated operative environmental conditions (blood flow and temperature conditioning), in addition to a direct comparative investigation of the „Zementkanal“-technique using the conventional method of the stem implantation (antegrade filling) at identical geometrical stem shapes. The examination of so called Dynstat specimens (dimension 15 x 10 x 1,2 – 2 mm), which are directly removed from the environmental cement layer and have biomechanically relevant dimensions, have shown the strength reduction resulting from the voids, laminates and the inhomogenities which are produced during the implantation procedure.

To characterise the material properties under laboratory conditions, Fig. 8 compares the bone cements Palacos R<sup>®</sup> (+ 4 °C vacuummixed at 50 mbar), Osteopal<sup>®</sup> (21 °C, handmixed) and Cemex System<sup>®</sup> (21 °C, cartridge).

The bone cement Palacos R<sup>®</sup>, under pre-chilling and vacuum mixing ( $\sigma_{\text{Bdyn.}} = 81,78 \text{ N/mm}^2$ ), is used as a reference point because this cement had, in the study of the swedish hip register [1], the best long-term results and based on multiple investigations, this bone cement is characterized as a representative of the absolute leading group regarding cement strength for quasistatic and fatigue loading conditions.

It is interesting that the low viscosity bone cement Osteopal<sup>®</sup>, which was merely used in a hand mixed configuration, shows a significantly higher value for the bending strength for the laboratory specimen with  $\sigma_{\text{Bdyn.}} = 87,79 \text{ N/mm}^2$  in comparison to Palacos R<sup>®</sup> (vacuum) respectively with a 95% confidence limit (ANOVA, Test according to Scheffé).

Confirmation is given to these results by the extensive examinations of Soltész and Ege [43,44], where for fatigue strength vacuum mixed Palacos R<sup>®</sup>, shows a lifetime factor of 10 (cycles in each load step), in comparison to Palacos R<sup>®</sup> handmixed.

In contrast, the fatigue strength of Osteopal<sup>®</sup> (handmixed) is absolutely comparable to the top results of Palacos R<sup>®</sup> vacuummixed [44]. In summary, the results of Soltész and Ege claim that from the point of view of mechanical behaviour, the low viscosity bone cement Osteopal<sup>®</sup> is the favoured material.

The analysis of specimens made out of the Osteopal<sup>®</sup> bone cement shows under polarized light, almost a complete abstinence of voids and failure gaps. Therefore based on the observations of Murphy et al. [45], that the destruction of bone cement is characterized with a non-linear damage accumulation as consequence of micro fractures initialized at voids and inclusions in the material, the unusual phenomenon is explainable.

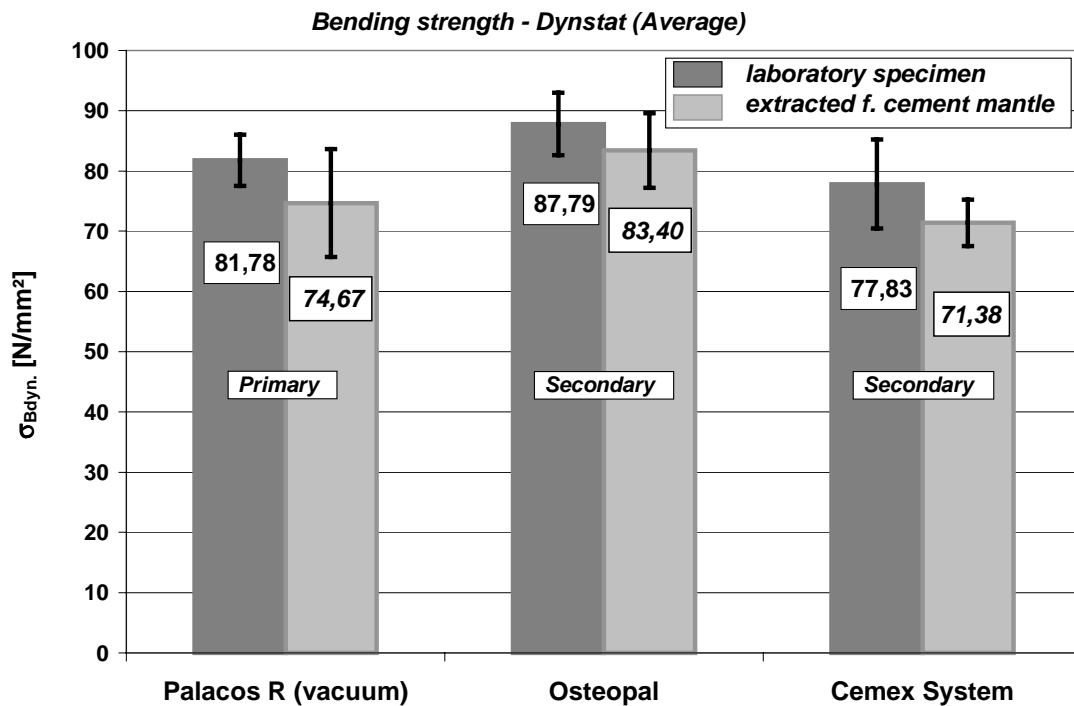


Fig. 8: Mechanical behaviour of the Dynstat specimen produced under laboratory conditions ( $n = 92$ ) (dark gray bars) and of the implanted specimen under influence of the used cementing technique (light gray bars)

The measurements for the 4-point-bending strength on practice relevant Dynstat specimens extracted out of bone cement mantles in the femoral region, demonstrates, for the application of secondary cement injection, a significant minimization of the strength reduction when compared with „ideal“ laboratory specimens.

### Consequences

The developed method of secondary cementation described by this thesis allows the implementation of a defined stem position within the cement mantle which is, due to the reproducible process of cement application, free of voids, pores, occlusions and laminates.

Cement injection is effected with a moderate pressure distribution and is therefore a safe procedure, sensitive to fat embolism syndrome.

The complete transformation of the specified quantities during laboratory experiment (absolute values) could be validated in the testing of human cadaver femurs.

The visualisation of the cement extension within the medullary space demonstrates a large degree of correspondence to the theoretical system concept, based on the laws of fluid mechanics and the recorded pressure curves.

The „Zementkanal“-prosthesis guarantees a defined penetration depth into the cancellous bone based on the consistency dependant intrafemoral compression of the bone cement. This is independent of the instantaneous cement viscosity, and therefore a high quality of fixation of the cemented hip endoprosthesis, with minimization of local peak stresses, is obtained.

In summary the results of this thesis demonstrate that with the optimized „Zementkanal“-prosthesis, for the first time a system for secondary cementation is available which allows a high quality of cementation and defined penetration depth into the cancellous bone with a precise positioning of the prosthesis relative to the femur as well as a high degree of reproducibility.

At the same time the intraoperative peak pressures in the patient (fat embolism syndrome) are minimized.

The stability of the anchorage at the inner interface is determined by the interdigitation behaviour of the non-adhesive bone cement into the micro rough surface of the implant component.

As the ratio between viscosity and intramedullary pressure ( $p_{\text{intr.}}/\eta_{\text{End}} = \text{const.}$ ) remains constant, with the use of the secondary cementation, a defined construction of the interconnecting properties at the implant/cement contact surface under elimination of the hardening reaction can be achieved with a modification of the surface structure.

The represented rheological methods facilitate a simple description of the flow characteristics of bone cement. Therefore the effects of additives (antibiotics, radiopaques, reinforced fibers, bioactiva) and component modifications (bioresorbable cements) on the flow behaviour of the substance, can be evaluated.

The principle of secondary cement injection is suitable for all long tube-formed bones. Moreover applications exist for the use of cemented acetabular fixation and also in the field of human spine surgery and osteosynthesis (care of patients with osteoporosis).

The „Zementkanal“-prosthesis, is in the present configuration, an implant system which can be included in the frame of a clinical surveillance study in patients.

It is hoped that the reduction of shear-stresses at the bone/cement interface when the „Zementkanal“-technique is used will result in a high primary stability of the implant in the femur. Also during the phase of stabilisation, due to a durable coexistence of the cemented stem component and bone (osseointegration), the clinical long-term results of the cemented hip arthroplasty can be improved.

## References

- 1 Malchau, H.; Herberts, P.: Prognose der totalen Hüftarthroplastik (THA) 1996 – The National Hip Arthroplasty Register. In: 63. Annual Meeting – American Academy of Orthopaedic Surgeons, Feb. 22-26 Atlanta, USA. 1996.
- 2 Jansson, V.: Die Zementkanalprothese nach Jansson – Entwicklung und Optimierung eines neuartigen Hüftendoprothesenschaufes zur Implantation in sekundärer Zementiertechnik. Habilitation. München 1991.
- 3 Bos, I.; Linder, B.; Seydel, U.; Johannisson; R. Dörre, E.; Henßge, E.-J.; Löhrs, U.: Untersuchung über die Lockerungsursache bei zementierten Hüftgelenksendoprothesen. Zeitschrift f. Orthopädie 128 1990, S. 73-82.
- 4 Maloney, W. J.; Jast, M.; Rosenberg, A.; Harris, W. H.: Bone Lysis in well-fixed cemented femoral components. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 72-B, No. 6, 1990, S. 966-970.
- 5 Harris, W. H.: Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements ? Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 285. 1992, S. 67-72.
- 6 Jasty, M.; Maloney, W. J.; Bragdon, C. R.; O'Connor, D. O.; Haire, T. C.; Harris, W. H.: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. The Journal of Bone and Joint Surgery Vol. 73-B, No. 4; 1991, S. 551-558.
- 7 Gruen, T. A.; McNeice, G. M.; Amstutz, H. C.: Modes of failure of cemented stemtype femoral components. Clin. Orth. Rel. Res. 141. 1979, S. 17-27.
- 8 Streicher, R. M.; Keller, R.: Aufbau und Verarbeitung von Knochenzement. In: OP-Journal 6 1990 Nr. 2, S. 25-28.
- 9 Jansson, V.; Zimmer, M.; Kühne, J.-H.; Ishida, A.: Blutschlieren im Knochenzement – der Einfluß der Zementiertechnik. In: Unfallchirurg 96. Springer-Verlag 1993, S. 390-394.
- 10 Jansson, V.; Zimmer, M.; Kühne, J.-H.; Ishida, A.: Blutschlieren im Knochenzement – der Einfluß der Zementiertechnik. In: Unfallchirurg 96. Springer-Verlag 1993, S. 390-394.
- 11 Flivik, G.; Yuan, X.; Juliusson, R.; Lidgren, L.; Ryd, L.: Effects of lamination on the strength of bone cement. European Orthopaedic Research Society Vol. 6; 6<sup>th</sup> Annual Conference 15-16 June Bergen, Norway 1996, Abstract 49.
- 12 Harris, W. H.: Is it advantageous to strengthen the cement-metal interface and use a collar for cemented femoral components of total hip replacements ? Clinical Orthopaedics and Related Research. No. 285. 1992, S. 67-72.

- 13 Jasty, M.; Maloney, W. J.; Bragdon, C. R.; O'Connor, D. O.; Haire, T. C.; Harris, W. H.: The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery* Vol. 73-B, No. 4; 1991, S. 551-558.
- 14 Schmalzried, T. P.; Kwong, L. M.; Jasty, M.; Sedlacek, R. C.; Haire, T. C.; O'Connor, D. O.; Bragdon, C. R.; Kabo, M.; Malcolm, A. J.; Harris, W. H.: The mechanism of loosening of cemented acetabular components in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* No. 274 1992, S.60-78.
- 15 Jansson, V.: Aktuelle Trends der Zementiertechnik. In: *Implant*. Hrsg. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. No 4, 1996.
- 16 Brillhart, M. V.; Bonutti, P. M.; Windau, J. E.: The scale effect of bone cement. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993.
- 17 Biehl, G.; Harms, J.; Hanser, U.: Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 78 1974, S. 62-69.
- 18 Labitzke, R.; Paulus, H.: Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos R. *Arch. orthop. Unfall-Chir.* 79 1974, S. 341-346.
- 19 Kahl, S.; Kranz, C.; Kulbach, M.: Einfluß von Zementierungsfehlern auf die mechanische Beanspruchung des Knochenzements. *Biomedizinische Technik* Bd. 38 Heft 12, 1993, S. 298-302.
- 20 Cristofolini, L.: A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 25. 4.& 5. 1997, S. 409-483.
- 21 Wenda, K.; Ritter, G.; Ahlers, J.; Issendorf, W. D.: Nachweis und Effekte von Knochenmarkseinschwemmungen bei Operationen im Bereich der Femurhöhle. *Unfallchirurg* 93. 1990, S. 56-61.
- 22 Rubash, H. E.; Harris, W. H.: Revision of Nonseptic, Loose, Cemented Femoral Components Using Modern Cementing Techniques. *J. Arthroplasty* 3 (3) 1988, S. 241-248.
- 23 Malchau, H.; Herberts, P.: Prognose der totalen Hüftarthroplastik (THA) 1998 – The National Hip Arthroplasty Register. In: 65. Annual Meeting – American Academy of Orthopaedic Surgeons, Feb. 19-23 New Orleans, USA. 1998.
- 24 Soballe, K.; Christensen, F.: Improved cementation in total hip replacement. *Arch. orthop. Trauma Surg.* 107. 1988, S. 50-53.
- 25 Burke, D. W.; Gates, E. J.; Harris, W. H.: Centrifugation as a Method of Improving Tensile and Fatigue Properties of Acrylic Bone Cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 66 A (8), 1984, S. 1265-1273.
- 26 Egurd, N.; Lindgren, L.; Önnarfältt, R.: Improved positioning of the femoral stem with a centralizing device. *Acta Orthop. Scand.* 61 (3), 1990, S. 236-239.
- 27 Lee, H. J.; Ling, C. R. S. M.; Wrighton, J. D.: Some Properties of Polymethylmethacrylate with Reference to its Use in Orthopaedic Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 95, 1973, S. 281-287.
- 28 Poss, R.; Brick, G. W.; Wright, R. J.; Roberts, D. W.; Sledge, C. B.: The Effects of Modern Cementing Techniques on the Longevity of Total Hip Arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 19 (3), 1988, S. 591-598.
- 29 Ranawat, Ch. S.; Rawlins, B. A.; Harjn, V. T.: Effect on Modern Cement Technique on Acetabular Fixation Total Hip Arthroplasty. *Orthop. Clin. North Am.* 19 (3), 1988, S. 599-603.
- 30 Schreurs, B. W.; Spierings, T. J.; Huiskes, R.; Sloof, T. J. J. H.: Effects of preparation techniques on the porosity of acrylic cements. *Acta Orthop. Scand.* 59 (4), 1988, S. 403-409.
- 31 Weber, B. G.: Pressurized cement fixation in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 232. 1988, S. 87-95.
- 32 Wixson, R. L.; Lautenschlager, E. P.; Novak, M. A.: Vacuum Mixing of Acrylic Bone Cement. *J. Arthroplasty* 2 (2). 1987, S. 141-149.
- 33 Older, J.: Cemented Fixation. In: *Implant Spezial „Interface in Total Hip Arthroplasty“*. Hrsg. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. 1997.
- 34 Older, J.: The Charnley L.F.A. at 25 years with a world-wide review. *Proceeding of the International Symposium: Charnley total hip arthroplasty „33 years of worldwide experience“*. Lyon, France 1995.
- 35 Orsini, E.C.; Byrick, R.J.; Mullen, J.B.; Kay, J.C.; Waddell, J.P.: Cardiopulmonary and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 69 1987, S. 822 – 832.
- 36 Schlag, G.; Schliep, H.J.; Dingeldein, E.; Grieben, A.; Ringsdorf, W.: Sind intraoperative Kreislaufkom-

- 
- plikationen bei Alloarthroplastiken des Hüftgelenks durch Methylmethacrylat bedingt ? Anaesthesist 25. 1976, S. 60 – 67.
- 37 Wenda, K.; Degreif, J.; Rudigier, J.; von Issendorff, W.D.; Grieben, A.: Pathogenesis and effective prophylaxis of the cement implantation syndrome. 3<sup>rd</sup> World Biomaterials Congress, Kyoto, Transactions, Vol. XI 1988, 579.
- 38 Song, Y.; Goodman, S.B.; Jaffe, R.A.: Femoral intramedullary pressures during hip replacement using modern cement technique. 19<sup>th</sup> Annual Meeting of the Society for Biomaterials. April 28 – May 2 Birmingham, Al, USA 1993. Abstract 110.
- 39 McCaskie, A.W.; Barnes, M.R.; Lin, E.; Harper, W.M.; Gregg, P.J.: Cement pressurization during hip replacement. Journal of Bone and Joint Surgery [Br] Vol. 79-B, No. 3 May 1997, S. 379 – 384.
- 40 Plitz, W.; Jäger, M.; Rohrhuber, W.; Bracker, W.: Intramedulläre Druckmessung am Leichenfemur bei verschiedenen Methoden der Knochenzement-Einbringung und Implantation von Endoprothesen. S. 260 – 263.
- 41 Draenert, K.; Draenert, Y.: Moderne Zementierungstechniken in der Endoprothetik und ihre technischen Voraussetzungen. Sonderdruck aus dem Jahrbuch der Orthopädie. Schlegel, K.F. und Jahn, K. (Hrsg.) Biermann Verlag Zülpich 1989.
- 42 Wittig, A.; Müller, S.; Bruns, J.: Markraumsperren in der zementierten Hüftendoprothetik – Vergleichende, experimentelle Untersuchung auf Funktionalität, intramedullären Druck und Einfluß der Zementviskosität. Z. Orthop. 137, Suppl. I, 1999, S. A65 Abstract VI-275.
- 43 Soltész, U.; Ege, W.: Influence of mixing conditions on the fatigue behaviour of an acrylic bone cement. 10<sup>th</sup> European Conference on Biomaterials. Davos, Switzerland, Sept. 8 –11, 1993.
- 44 Soltész, U.; Ege, W.: Fatigue behaviour of different acrylic bone cements. Fourth World Biomaterials Congress. Berlin, Federal Republic of Germany, April 24 – 28, 1992
- 45 Murphy, B.P.; McCormack, B.A.O.; Prendergast, P.J.: Measurement of non-linear damage accumulation in PMMA bone cement under cyclic loading. EU standards measurement and testing program contract no. SMT – CT 96 – 2076.

## Curriculum Vitae

Thomas Michael Grupp wurde am 7. August 1968 in Reichenbach unter Rechberg – in der Nähe von Schwäbisch Gmünd – geboren. Nach Abschluß des Abiturs im Mai 1988 am Rechberg-Gymnasium in Donzdorf nahm er nach dem Wehrdienst im Oktober 1989 sein Studium an der Universität Stuttgart in der Fachrichtung Maschinenwesen und Verfahrenstechnik auf.

Nach dem Vordiplom im Oktober 1991 erfolgte die Vertiefung im Rahmen des ersten Hauptfaches *Entwicklung und Konstruktion* am Institut für Maschinenkonstruktion und Getriebebau bei Prof. Dr.-Ing. K. Langenbeck mit den Studienschwerpunkten *Konstruktionssystematik, Industriegetriebe und Dichtungsmechanik*. Eine Studienarbeit mit dem Thema „*Thermodynamische Berechnung und experimentelle Überprüfung der Wärmebilanz eines Kegelradversuchsgetriebes*“ führte von November 1993 bis Juli 1994 zum Abschluß des Hauptfaches Konstruktionstechnik.

Die Wahl des zweiten Hauptfaches fiel auf den Sonderforschungsbereich *Biomedizinische Technik* mit den Studienschwerpunkten *elektrotechnischen Verfahren in der Medizin* und *Elektrobiologie* bei Prof. Dr.-Ing. U. Faust. Darüber hinaus wurden die Fächer *Medizinische Verfahrenstechnik* bei Prof. Dr.-Ing. H. Chmiel und Prof. Dr. med. habil. W. Schneider am Fraunhofer-Institut für Grenzflächen- und Bioverfahrenstechnik, *Technik der medizinischen Radiologie* bei Prof. Dr. med. I. Arlart und Prof. Dr. rer. nat. F. Nüsslin am Katharinenhospital in Stuttgart und *Physiologie für Ingenieure unter besonderer Berücksichtigung der Luft- und Raumfahrtmedizin* bei Prof. Dr. med. P. Pauschinger, Emeritus der Universität Ulm belegt.

Ausgehend von der Vorlesung *Materialeigenschaften und Konstruktion von Endoprothesen* 1993/94 bei Prof. Dr.-Ing. H. Planck und einer Exkursion zu AESCULAP unter Führung von Eur.-Ing. W. Blömer begann die Beschäftigung mit grundlegenden Fragestellungen der Endoprothetik.

Thema der zweiten Studienarbeit von Januar 1995 bis Mai 1996 im Fachbereich Biomedizintechnik war die „*Optimierung der Faser-Sprühtechnik zur reproduzierbaren Herstellung mikroporöser Implantatstrukturen*“ bei Prof. Dr.-Ing. H. Planck am Institut für Textil- und Verfahrenstechnik in Denkendorf.

Im November 1996 erfolgte der Abschluß des Studiums an der Universität Stuttgart als Diplom-Ingenieur mit dem Thema „*Biomechanische Bewertung einer Hohlschraube als Implantat zur Wirbelsäulenverblockung*“, welches seit Februar 1996 bei AESCULAP in der Entwicklung Implantate Wirbelsäule unter Betreuung von Prof. Dr.-Ing. U. Faust bearbeitet wurde.

Von Januar 1997 bis März 1999 war Thomas Michael Grupp als externer Promotionsstudent an der Fakultät Verfahrenstechnik und technische Kybernetik der Universität Stuttgart eingeschrieben. Gleichzeitig wurden die Grundlagenversuche zur *Verfahrensentwicklung des Systems Zementkanalprothese* im Rahmen einer freien Mitarbeitertätigkeit bei AESCULAP mit Prof. Dr.-Ing. H. Planck als Doktorvater durchgeführt.

Seit Januar 1999 ist Thomas Michael Grupp als Entwicklungsingenieur bei AESCULAP verantwortlich für das *Labor für Biomechanik*. Aufgabe ist hierbei die präklinische Testung und Weiterentwicklung von Implantaten und Verfahren für die Orthopädie und Traumatologie und die wissenschaftliche Zusammenarbeit mit externen Forschungseinrichtungen, Kliniken und Ärzten auf dem Gebiet der Biomechanik.

Im Oktober 2001 erweiterte sich das Aufgabengebiet zu dem neugeschaffenen Projekt-Pool *Research/Biomechanics*. Gegenstand sind empirische Arbeiten in den Grundlagenbereichen Biomechanik und Tribologie, die Planung und Durchführung der präklinischen Untersuchungen zur CE-Kennzeichnung und FDA-Zulassung von Implantaten und die theoretische und experimentelle Prüfung von internen und externen Konzepten im Rahmen der Applikationsentwicklung.

Im Dialog mit den zugehörigen Entwicklungsabteilungen werden verschiedene Grundlagen- und Entwicklungsprojekte aus den Feldern *Gelenkimplantate, Osteosynthese Wirbelsäule und Trauma* sowie *regenerative Biomaterialien* bearbeitet.

Am 6. Dezember 2001 erfolgte durch Prof. Dr. med. habil. Dipl.-Ing. V. Jansson der *erste klinische Einsatz des Systems Zementkanalprothese* an der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Universität Rostock.