Experimentelle Untersuchungen zum Abriebverhalten von

zementierten Hüftendoprothesenstielen aus Titan- und Kobalt-Chrom-Basislegierungen

Rainer Bader¹, Regina Brem¹, Ulrich Holzwarth², Paiboon Choungthong³, Dieter Winklmair⁴, Jutta Tübel¹, Manfred Schmitt⁵, Wolfram Mittelmeier¹, Erwin Steinhauser¹

Schlagworte:

Hüftendoprothese – Knochenzement – Verschleiß – Grenzfläche

Hauptursache für Versagen von Hüftendoprothesen ist die Partikel-induzierte aseptische Lockerung. Einzelne Modelle zementierter Titan-Stiele zeigten überdurchschnittlich hohe Frühlockerungsraten, bedingt durch erhöhte Freisetzung von Abriebpartikeln sowie Korrosionsvorgänge.

Ziel war es, den Einfluss von Werkstoffzusammensetzung und Topographie des Hüftstiels auf das Abriebverhalten in der Grenzfläche mit dem Knochenzement zu analysieren.

Es wurden zementierte Stiele (n=12) aus TiAl6Nb7 und CoCr28Mo6 mit rauhen und glatten Oberflächen analysiert. Nach Lockern der Grenzfläche wurden definierte Relativbewegungen ($\pm 250 \mu\text{m}$) zyklisch über 3 Mio. Lastwechsel unter trockenen Umgebungsbedingungen appliziert.

Mit rauh gestrahlten Titan- und Kobalt-Chrom-Stielen wurde deutlich mehr Abrieb generiert als mit glatten Stielen. An rauhen Stielen waren makroskopisch abrasive Verschleißspuren ersichtlich, an glatten Stielen waren diese erst durch REM-Analyse nachweisbar. Mittels Atomabsorptionsspektrometrie wurde die höchste Konzentration von Titan bzw. Kobalt im Abrieb nach der Testung rauher Stiele ermittelt.

Zusammenfassend wird das Abriebverhalten maßgeblich von der Stiel-Topographie bestimmt, dagegen hat der Stiel-Werkstoff einen geringeren Einfluss. Die glatten TiAl6Nb7-Stiele zeigten den geringsten Verschleiß.

Einleitung

Beim künstlichen Hüftgelenkersatz wird die aseptische Lockerung in über 70 % der Fälle als Hauptursache für eine notwendige Wechseloperation angegeben [9]. Die aseptische Hüftendoprothesenlockerung wird meist durch eine Gewebereaktion auf Abriebpartikel („wear disease“) oder durch geänderte Belastungen des Knochenlagers nach Endoprothesenimplantation („stress shielding“) [17, 21, 26, 27] verursacht. Häufig liegt auch eine Kombination einzelner ursäch-

licher Faktoren vor. Nach Implantation einer Hüftendoprothese entstehen Abriebpartikel meist in der Gleitfläche Prothesenkopf-Pfanne, aber auch in der Grenzfläche Implantat-Knochen bzw. Implantat-Knochenzement [8].

Titan und Titanlegierungen wird eine bessere Biokompatibilität im Vergleich zu Kobalt-Chrom-Legierungen attestiert [28]. Jedoch wurden bei manchen Modellen zementierter Hüftendoprothesen-Stiele auf Titan-Basis (Abb. 1) sehr hohe Frühlockerungsraten beobachtet [13, 15, 23, 30]. Bis heute wird kontrovers diskutiert, ob zementierte Titan-Basis-Stiele klinisch eingesetzt werden sollen. Basierend auf z. T. sehr schlechten klinischen Ergebnissen empfehlen Willert et al. sogar den generellen Verzicht auf zementierte Hüftstiele aus Titan-Basis-Legierungen [26], allerdings werden im Einzel-

1) Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Technische Universität München

2) Peter Brehm Chirurgie Mechanik, Weisendorf

3) Lehrstuhl für Werkstoffkunde und Werkstoffmechanik, Technische Universität München

4) Fachhochschule München, Fachbereich 06

5) Klinische Forschergruppe der Frauenklinik, Technische Universität München

fall nickel- und chromhaltige Legierungen aus allergologischen Gründen nicht empfohlen [20].

Als Ursache des Frühversagens rückt die Entstehung von Abriebpartikeln, hervorgerufen durch Relativbewegungen des Stiels im Zementköcher, in den Vordergrund. Durch die Entstehung von Spalten zwischen Knochenzement und Titan-Stiel werden beschleunigte Korrosionsprozesse an der metallischen Oberfläche in Gang gesetzt [26]. Diese Prozesse begünstigen Verschleißvorgänge und führen zu einer vermehrten Freisetzung von Titan-Partikeln. Im periprosthetischen Gewebe können Titan-Partikel eine zelluläre Reaktion bis hin zur Knochenresorption mit konsekutiver Auslockerung des Implantates hervorrufen [2, 11, 12, 19]. Auch zeigten zementierte Hüftendoprothesen-Stiele aus Kobalt-Chrom mit einer rauh gestrahlten Oberfläche höhere Lockerungsraten im Vergleich zu Stielen mit glatt gestrahlter Oberfläche (bei identischem Implantatdesign) [6].

Ziel dieser Arbeit ist es, den Einfluss der Werkstoffzusammensetzung des Hüftendoprothesenstiels sowie der Topographie der Stieloberfläche auf das Abrieb- und Verschleißverhalten in der Grenzfläche zwischen Stiel und Knochenzement zu analysieren.

Abb. 1: Zementierter, gelockerter Hüftendoprothesen-Stiel aus Titan mit periprosthetischen Osteolysen (links). Explantat zeigt deutlichen abrasiven Verschleiß an der Oberfläche (rechts)

Material und Methode

Mittel eines speziellen In-vitro-Modells [3], dem sogenannten „Partikelprüfstand“ (Abb. 2), wurde das Abriebverhalten von Hüftendoprothesen-Stielen in der Grenzfläche Implantatoberfläche-Knochenzement evaluiert und Abriebpartikel reproduzierbar generiert.

Als Prüfobjekte dienten CAP-M Hüftendoprothesen-Stiele ($n=12$) aus TiAl6Nb7 sowie aus einer geschmiedeten CoCr28Mo6-Legierung (Hersteller: Peter Brehm Chirurgie Mechanik, Weisendorf) mit definierten Oberflächenrauheiten. Im Ausgangszustand hatten die kugelgestrahlten glatten Ti- und CoCr-Stiele eine Rauheit (R_z) von jeweils etwa $7\text{ }\mu\text{m}$, die rauhen Ti- und CoCr-Stiele jeweils etwa $20\text{ }\mu\text{m}$. Alle getesteten Prothesenstiele waren geometrisch identisch und

wurden nach erfolgter Testung einer erneuten Kugelstrahlbehandlung zur Einstellung der jeweiligen Oberflächenrauheit unterzogen.

Abb. 2: Prüfstand zur Ermittlung des Abriebverhaltens von Hüftendoprothesen-Stielen in der Tribokontaktzone Implantat-Knochenzement

Im Partikelprüfstand wurden klinisch relevante Relativbewegungen von $500\text{ }\mu\text{m}$ zyklisch mit einer Frequenz von 5 Hz appliziert; laut Literaturangaben betragen diese in der Grenzfläche Prothesenstiel-Zement

zwischen $100\text{ }\mu\text{m}$ und $500\text{ }\mu\text{m}$ [14]. Die Bewegungsübertragung vom Hydraulikzylinder auf den Stiel erfolgte über eine formschlüssige, spielfreie Verbindung. Bei den durchgeführten Prüfungen war das Abbruchkriterium jeweils eine Beanspruchung des Stiels bzw. Zementköchers über 3 Mio. Bewegungszyklen.

Für die Zement-Fixierung des Stiels bzw. Herstellung des Zementköchers wurde ein marktüblicher Endoprothesen-Zement auf Polymethylmethacrylat (PMMA) Basis mit beigefügtem Zirkonoxid (Palacos R, Fa. Heraeus Kulzer, Werheim) eingesetzt.

Nach Anmischen und Ausformung des Zements in einer speziell angefertigten Zementiervorrichtung wurden die Stiele jeweils aus dem Zementköcher gelockert bzw. entfernt und der Köcher im Anschluss zur Realisierung einer gleichmäßig verteilten Flächenpressung in der Grenzfläche reproduzierbar in drei Teile gespalten [4]. Nachfolgend wurden die drei Zementköcherteile zusammen mit dem zu testenden Prothesenstiel in die Prüfvorrichtung eingebracht.

Mittels einer speziellen Vorrichtung wurde eine definierte Flächenpressung zwischen Implantat und Knochenzement von etwa 2 MPa eingestellt und während des Versuchsablaufes konstant gehalten. In der Literatur werden Flächenpressungen zwischen Prothesenstiel und Knochenzement von etwa 2 MPa bis maximal 7 MPa angegeben [14, 18].

Aufgrund der stattfindenden Verschleißvorgänge an der Grenzfläche zwischen Stieloberfläche und Knochenzement wurden kontinuierlich Abriebpartikel freigesetzt. Bei der Testung unter trockenen Umgebungsbedingungen wurden die Partikel, die in Pulverform vorlagen (Gemisch aus Knochenzement und Metallpartikeln) in einem Behälter aus Polytetrafluorethylen aufgefangen und anschließend die Abriebmenge mittels Feinanalysewaage (BP210D, Fa. Sartorius, Göttingen) gravimetrisch bestimmt.

Zudem wurden vor und nach der Testung die Oberflächenrauheiten der Stiele mittels eines Rauheitsmessgerätes (Surf-test SV 502, Fa. Mitutoyo, Neuss) bestimmt. Des Weiteren wurde die Implantatoberfläche einer rasterelektronenmikroskopischen (REM) Analyse (CamScan / Lab6-Kathode, Cambridge Scanning, Cambridge, England) unterzogen und der Gehalt metallischer Partikel im Abriebpulver mittels Atom-

absorptionsspektrometrie (AAS) (Spectr AA 30/40 Zeeman, Fa. Varian, Darmstadt) ermittelt.

Ergebnisse

Bei trockenen Umgebungsbedingungen zeigten die rauen TiAl6Nb7- und CoCr28Mo6-Stiele an den beanspruchten Arealen eine Abnahme der Oberflächenrauheit Rz. Die glatt gestrahlten Stiele wiesen keine nennenswerten Rauheitsunterschiede nach identischer Belastungszyklenzahl auf. An den rauen Stielen zeigten sich makroskopisch großflächige geglättete Areale mit deutlichem abrasiven Verschleiß (Abb. 3), dagegen traten an den glatten Stielen kaum derartige Veränderungen auf.

Abb. 3: CAP-M Hüftendoprothesen-Stiel aus TiAl6Nb7 vor der (links) und nach der Testung (rechts) mit abrasiven Veränderungen im reibbeanspruchten distalen Bereich

In den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen ließen sich bei rau gestrahlten TiAl6Nb7- und CoCr28Mo6-Stielen eingeebnete Bereiche und abrasive Veränderungen mit Zeichen für Dreikörperverschleiß nachweisen (Abb. 4).

Auch bei den glatten TiAl6Nb7- und CoCr28Mo6-Stielen fanden sich in der REM-Analyse an den reibbeanspruchten Arealen Spuren eines abrasiven Verschleißes.

Hinsichtlich des gravimetrisch ermittelten Materialabtrags wurden unter identischen Umgebungs- bzw. Reibungsverhältnissen sowohl mit rauen TiAl6Nb7- als auch rauen CoCr28Mo6-Stielen in Kombination mit Palacos® R Kno-

chenzement deutlich mehr Abriebprodukte (Knochenzement- und Metallabriebpartikel) in der Grenzfläche generiert als mit den jeweilig glatt gestrahlten Stielen (Tab. 1). So betrug die ermittelte Abriebmenge bei den Titan-Stielen mit rauer Oberfläche im Mittel 98 mg vs. 23 mg mit glatter Oberfläche bzw. bei den rauen Kobalt-Chrom-Stielen 131 mg vs. 66 mg (mit glatter Oberfläche).

In der Atomabsorptionsspektrometrie (AAS) war die Konzentration von Titan bzw. Kobalt im generierten Abrieb (Knochenzement- und Metallpartikel) bei der Testung von rauen Titan- bzw. Kobalt-Chrom-Stielen höher als bei identisch beanspruchten glatt gestrahlten Stielen (Tab. 2). In Anbetracht der erhöhten Abriebmenge wurden bei den rauen Stielen insgesamt deutlich mehr metallische Destruktionsprodukte an der Grenzfläche zwischen Stiel und Knochenzement freigesetzt als bei den glatten Stielen. Dagegen wurden geringere Unterschiede in den Mengen metallischen Abriebs in Abhängigkeit vom Implantatwerkstoff ermittelt.

Bei der Testung von TiAl6Nb7-Stielen wurden tendenziell weniger Abriebprodukte generiert, insbesondere glatt gestrahlte Titan-Stiele wiesen im Vergleich zu glatten Kobalt-Chrom-Stielen gravimetrisch eine erniedrigte Abriebmenge und in der AAS einen niedrigeren Gehalt von Metallpartikeln im Abriebpulver auf.

Diskussion

Mitte der 90er Jahre trat die Problematik zementierter Titan-Hüftstiele klinisch in den Vordergrund [2]. Es wurden sehr hohe Frühlockerungsraten bei manchen Modellen zementierter Stiele auf Titan-Basis beobachtet [15, 16, 23, 30]. Über Ausfallwahrscheinlichkeiten von 28 % innerhalb von nur 3 Jahren nach Stiel-Implantation wurde berichtet [13]. Im Gegensatz dazu liegen aber auch sehr gute klinische Erfahrungen mit anderen Modellen zementierter Titan-Stiele vor [7, 10, 23].

Eingartner et al. führen ihre geringe Revisionsrate von unter 2 % nach 10 Jahren auf bestimmte Designmerkmale, welche schädliche Mikrobewegungen minimieren können, sowie auf die glatt polierte Oberfläche des eingesetzten zementierten Titan-Stiels zurück [7]. Von unterschiedlichen Arbeitsgruppen wurden bei Verwendung eines identischen Ti-Stiel-Designs Unterschiede in den Revisionsraten zwischen 12,5 % nach 5,6 Jahren und 1,6 % nach neun Jahren gefunden [1, 16].

Abb. 4: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Oberfläche eines TiAl6Nb7-Stiels vor (links) und nach der Testung mit abrasiven Veränderungen im reibbeanspruchten Areal (rechts)

100µm

Elektronenbild 1

30µm

Tab. 1: Gravimetrisch bestimmte Abriebmenge (Zement- und Metall-Partikel) aus dem Interface Stiel-Knochenzement nach 3 Mio. Belastungszyklen

Hüft-Stiel, beansprucht gegen Knochenzement mit ZrO ₂	Abriebmenge	
TiAl6Nb7 rau	n=4	98 ± 28 mg
TiAl6Nb7 glatt	n=3	23 ± 4 mg
CoCr28Mo6 rau	n=2	131 ± 29 mg
CoCr28Mo6 glatt	n=3	66 ± 24 mg

Laut Acklin et al. besteht ein höheres Revisionsrisiko v.a. bei rauher Oberfläche und kleiner Stielgröße infolge niedriger Implantat-Steifigkeit, welche größere Mikrobewegungen und erhöhten Stress im Zementköcher bedingt, sowie bei inadäquater Operations- und Zementiertechnik [1]. Jedoch kann der derzeitige Kenntnisstand hinsichtlich optimaler Werkstoffauswahl, Oberflächen- bzw. Randschichtbehandlung sowie Design von Hüftendoprothesen-Stielen aus Titan kaum als befriedigend bezeichnet werden. Aufgrund des indifferenten Kenntnisstandes über die Einflussfaktoren auf das Frühversagen zementierter Titan-Stiele und der unklaren haftungsrechtlichen Situation werden heute fast aus-

Tab. 2: Konzentration von Titan bzw. Kobalt in den generierten Abriebprodukten, bestimmt mittels Atomabsorptionspektrometrie

Hüft-Stiel, beansprucht gegen Knochenzement mit ZrO ₂	Ti- bzw. Co-Konzentration im Abrieb	
TiAl6Nb7 rau	n=3	5308 ± 2110 µg Ti/g
TiAl6Nb7 glatt	n=3	2393 ± 167 µg Ti/g
CoCr28Mo6 rau	n=2	5110 ± 234 µg Co/g
CoCr28Mo6 glatt	n=3	4558 ± 497 µg Co/g

schließlich Kobalt-Chrom-Basislegierungen und rostfreie Stähle als Standardmaterialien für zementierte Hüftendoprothesen-Stiele eingesetzt. Für Stiele aus Edelstahl oder auf Kobalt-Chrom-Basis liegen bislang keine Hinweise für derartiges Frühversagen vor. Von wissenschaftlichem und klinischem Interesse ist es, anhand entsprechender In-vitro-Untersuchungen Leitlinien für die Oberflächenbeschaffenheit von zementierten Hüftendoprothesen-Stielen aus Titan- und Kobalt-Chrom-Legierungen ableiten zu können. Aus diesem Grund wurde das Abriebverhalten von zementierten Hüftendoprothesen-Stielen in der Grenzfläche Im-

plantat-Knochenzement mittels eines speziell entwickelten Prüfmodells [3] analysiert. Um den Zustand eines im Zementköcher reibenden Hüftendoprothesen-Stiels zu simulieren, wurde nach dessen Zementierung anschließend die Grenzfläche zwischen Implantat und Zement gezielt 'gelockert' [4], im Sinne eines ungünstigen Lastfalles bei bereits eingetretener Zerrüttung des Zementköchers. Zur Auflösung von reproduzierbaren Destruktionsvorgängen in der Grenzfläche wurden definierte Relativbewegungen und Flächenpressungen eingebracht [3].

Unter In-vivo-Bedingungen ist an der Stiel-Oberfläche von einer Mischreibung auszugehen, d.h. an unterschiedlichen Arealen treten trockene und/oder geschmierte Reibverhältnisse auf. In dieser Arbeit werden ausschließlich die Tests unter trockenen Umgebungsbedingungen, d.h. „worst case“ Reibungsverhältnisse, diskutiert.

In den Untersuchungen zeigte sich bei identischer Reibbeanspruchung (zyklische Belastung über drei Mio. Bewegungszyklen) ein maßgeblicher Einfluss der Topographie der Implantatoberfläche auf das Abriebverhalten in der Grenzfläche zwischen Stiel und Knochenzement. Hierbei ist mit glatt gestrahlten im Vergleich zu rauh gestrahlten TiAl6Nb7- und Co28CrMo6-Stielen sowohl ein geringerer Materialabtrag (Metall- und PMMA-Partikel) als auch geringerer abrasiver Verschleiß an der Stieloberfläche zu erzielen. Weiterführende Untersuchungen mit TiAl6Nb7-Stielen, welche einer elektrochemischen Behandlung (Elektropolieren und Anodisieren, in Kooperation mit Fa. Poligrat, München) unterzogen wurden, haben eine zusätzliche Reduktion der Gesamt-Abriebmenge und des metallischen Abriebs ergeben.

In klinischen Studien konnte ein Standzeitvorteil für glatt polierte gegenüber rauh gestrahlten zementierten Hüftendoprothesen-Stielen gezeigt werden [5, 6]. Beispielfhaft fanden Collis et al. bei zementierten Hüftstielen aus Kobalt-Chrom bei identischer Geometrie und Operationstechnik bei rauh gestrahlter Oberfläche eine 7-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeit von 91,9 %, im Gegensatz zu 100 % bei glatt polierter Stieloberfläche [6].

In den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen waren an rau gestrahlten im Partikelprüfstand getesteten Stielen ausgeprägte Verschleißspuren nachzuweisen. Dabei sind die aufgetretenen Riefen in Belastungsrichtung mit einer Breite von kleiner 1 µm bis zu 5 µm Beleg für einen Dreikörperverschleiß, verursacht durch abgeriebene Metallpartikel von der Stieloberfläche [24], durch deren Kontamination mit Strahlpartikeln [22] und v.a. durch dem Knochenzement beigefügte ZrO₂-Partikel [29]. Diese dienen zur Kontrastierung des Zementköchers für Röntgen-Untersuchungen, jedoch wirken die ZrO₂-Partikel als keramische Schleifpartikel in der Grenzfläche und beeinträchtigen somit die Stiel-Oberfläche nachhaltig.

Dagegen hat der Stielwerkstoff in unserem Prüfmodell eine geringere Bedeutung für das Abriebverhalten in der Grenzfläche, wobei die glatten TiAl6Nb7-Stiele hinsichtlich der gravimetrisch ermittelten Abriebmenge und dem Gehalt an metallischen Partikel den glatten CoCr28Mo6-Stielen etwas überlegen zu sein scheinen. Jedoch muss betont werden, dass vergleichende Tests unter feuchten Umgebungsbedingungen noch ausstehen. Hierbei ist auf etwaige tribochemische Reaktionen wie Spaltkorrosion (beobachtet von Willert et al. [26] an explantierten Titan-Stielen) zu achten. Dies muss für eine abschließenden Bewertung o.g. Werkstoffe und Oberflächengestaltungen berücksichtigt werden.

Gegenstand künftiger Arbeiten ist es, die generierten Abriebprodukte hinsichtlich der Partikelgröße, Morphologie und Oberflächencharakteristik zu analysieren. Für die Ana-

lyse der metallischen sowie keramischen Partikel (im Falle eines ZrO_2 -haltigen Knochenzements) ist eine geeignete Aufbereitung des Abriebs erforderlich. Im Anschluss an die o. g. Charakterisierung sind zellbiologische Untersuchungen mit den Partikel geplant. Ziel wird sein, mögliche Effekte der generierten Abriebpartikel auf das periprotehetische Gewebe in-vivo abschätzen und mit isolierten Abriebpartikeln aus Patientengewebe, welche im Rahmen von Hüftendoprothesen-Revisionen asserviert wurden, vergleichen zu können.

Abstract

Main reason for the failure of total hip replacement is the aseptic loosening, which is usually caused by tissue reaction to abrasive wear particles („wear disease“). Some cemented hip stems based on titanium alloys showed high early loosening rates. Increased release of wear particles and corrosion at the implant surface as well as the resulting reaction of the peri-prosthetic tissue were considered responsible.

The goal of this study was to evaluate the influence of material composition of the femoral stem and surface topography regarding the abrasive wear behaviour at the interface between the implant and the bone cement.

By means of a special in vitro model the abrasive behaviour of geometrically identical hip stems ($n=12$) made of Ti6Al7Nb and Co28Cr6Mo alloys with definite rough (Rz value 20 μm) and smooth surfaces (Rz value 7 μm) were analyzed as well as wear particles were generated reproducibly. For fabrication of the cement mantle commercial polymethylmetacrylate bone cement with zirconium oxide (ZrO_2) particles was used. After splitting of the cement mantle definite relative motions ($\pm 250 \mu m$) between cement and stem were applied cyclically under dry conditions.

Under identical friction conditions more interfacial wear products (bone cement and metallic particles) were clearly generated with the rough blasted Ti6Al7Nb and Co28Cr6Mo stems in comparison to the smooth stems.

Moreover, the rough Ti6Al7Nb and Co28Cr6Mo stems showed macroscopically noticeable signs of abrasive wear. The smooth blasted stems revealed signs of abrasive wear only in the SEM analysis.

Using atomic absorption spectrometry the highest concentration of titanium and cobalt respectively was found in the released wear debris (bone cement and metallic particles) after testing of the rough titanium and cobalt-chromium stems.

In conclusion, the abrasive wear behaviour is affected considerably by the topography of the stem surface, whereas in the current study the material of the stem (Ti6Al7Nb vs. Co28Cr6Mo alloy) had less impact. The smooth titanium stem seemed to be slightly superior vs. the smooth cobalt-chromium stem regarding quantity of the abrasive wear debris and content of metallic particles respectively.

Danksagung

Die Autoren danken der Deutsche Forschungsgemeinschaft, der Fa. Heraeus Kulzer, Werheim und der Fa. Poligrat, München für die Unterstützung bei der Durchführung der Studie.

Literatur

- [1] Acklin Y. P., Berli B. J., Frick W., Elke R., Morscher E. W.: Nine-year results of Müller cemented titanium straight stems in total hip replacement. Arch Orthop Trauma Surg 2001 (121) 391-398
- [2] Agins H. J., Alcock N. W., Bansal M., Salvati E. A., Wil-

Dr. Rainer Bader

Dr. Rainer Bader
Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
Abteilung Biomechanik
Technische Universität München
Connollystr. 32
D-80809 München
Tel: 089/28924492
Fax: 089/28924494
e-mail: rainer.bader@lrz.tum.de

Akademischer Lebenslauf

- 1998 Diplomarbeit am Fachbereich Feinwerk- und Medizintechnik, Fachhochschule Ulm, in Kooperation mit CeramTec AG, Plochingen: „Analyse, konstruktive Randbedingungen und Empfehlungen zur Vermeidung von Impingement und Luxation bei modular aufgebauten Hüftendoprothesen“
- 2000 Medizinische Dissertation, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Abteilung Biomechanik der Technischen Universität München: „Biomechanische Untersuchungen von Implantaten zur anterioren lumbalen interkorporellen Fusion“
- seit 2000 Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Abteilung Biomechanik der Technischen Universität München (Direktor: Prof. Dr. med. R. Gradinger)

son P. D. Jr, Pellicci P. M., Bullough P. G.: Metallic wear in failed titanium alloy total hip replacements. A histological and quantitative analysis. J Bone Joint Surg 1988 (70-A) 347-356

[3] Bader R., Steinhauser E., Guder S., Gregory J. K., Gradinger R., Mittelmeier W.: Modell zur In-vitro-Prüfung von Hüftendoprothesen-Stielen am Interface Implantatoberfläche-Knochenzement. In: Eigenschaften und Prüftechniken mechanisch beanspruchter Implantate. DVM-Arbeitskreis "Biowerkstoffe", DVM, Berlin, 2002, 165-174

[4] Bader R., Steinhauser E., Guder S., Werner E., Schmitt M., Gradinger R., Mittelmeier W.: In-vitro-Simulation eines gelockerten, zementierten Hüftendoprothesen-Stieles. BIO-materialien 2002 (3) 95

[5] Charnley G., Judet T., Pirou P., Garrerau de Louhrese C.: Titanium femoral component fixation and experience with a cemented titanium prosthesis. In Learmonth I.D. (ed.): Interfaces in total hip arthroplasty, Springer, London Berlin Heidelberg 2000.

[6] Collis D. K., Mohler C. G.: Comparison of clinical outcomes in total hip arthroplasty using rough and polished cemented stems with essentially the same geometry. J Bone Joint Surg 2002 (84-A) 586-592

- [7] Eingartner C., Volkmann R., Winter E., Maurer F., Ihm A., Weller S., Weise K.: Results of a cemented titanium alloy straight femoral shaft prosthesis after 10 years of follow-up. *Int Orthop* 2001 (25) 81-84
- [8] Elke R.: Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? *Orthopäde* 2001 (30) 258-265
- [9] Herberts P., Malchau H.: Long-term registration has improved the quality of hip replacement: A review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand* 2000 (71) 111-121
- [10] Hinrichs F., Boudriot U., Griss P.: 10-Jahres Ergebnisse mit einem zementierten feingestrahnten Titan-Aluminium-Vanadium-Hüftendoprothesenschaft. *Z Orthop* 2000 (138) 52-56
- [11] Howie D. W., McGee M. A.: Wear and osteolysis in relation to prosthesis design and materials. In: Medical applications of titanium and its alloys: The material and biological issues, ASTM STP 1272, Brown S.A. and Lemons J.E. (Eds.): American Society for Testing and Material (1996) 388-398
- [12] Huo M. H., Salvati E. A., Lieberman J. R., Bettis F., Bansal M.: Metallic debris in femoral endosteolysis in failed cemented total hip arthroplasties. *Clin. Orthop.* 1992 (276) 157-168
- [13] Lichtinger T. K., Schürmann N., Müller R. T.: Frühlockierungen eines zementierten Hüftendoprothesenstiels aus Titan. *Unfallchirurg* 2000 (103) 956-960
- [14] Mann K. A., Bartel D. L., Wright T. M., Inghraffa A. R.: Mechanical characteristics of the stem-cement interface. *J Orthop Res* 1991 (9) 798-808
- [15] Massoud S. N., Hunter J. B., Holdsworth B. J., Wallace W. A., Juliusson R.: Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement *J Bone Joint Surg* 1997 (69-Br) 603-608
- [16] Maurer T. B., Ochsner P. E., Schwarzer G., Schumacher M.: Increased loosening of cemented straight stem prostheses made from titanium alloys. An analysis and comparison with prostheses made of cobalt-chromium-nickel alloy. *Int Orthop* 2001 (25) 77-80
- [17] Mittelmeier H., Singer L.: Anatomische und histopathologische Untersuchungen von Arthroplastikgelenken mit Plexiglasendoprothesen. *Arch Orthop Unfall-Chir* 1956 (48) 519-523
- [18] Ramaniraka N. A., Rakotomanana L. R., Leyvraz P. F.: The fixation of the cemented femoral component. *J Bone Joint Surg* 2000 (82-Br) 297-303
- [19] Rogers S. D., Howie D. W., Haynes D. R., Pearcy M. J.: The in vitro response to particulate titanium alloy. In: Medical applications of titanium and its alloys: The material and biological issues, ASTM STP 1272, Brown S.A. and Lemons J.E. (Eds.): American Society for Testing and Material (1996) 297-305
- [20] Rostoker G., Robin J., Binet O., Blamoutier J., Paupe J., Lessana-Leibowitch M., Bedouille J., Sonneck J.M., Garrel J.B., Millet P.: Dermatitis due to orthopaedic implants. A review of the literature and report of three cases. *J Bone Joint Surg* 1987 (69-Am) 1408-1412
- [21] Rubash H. E., Sinha R. K., Shanbhag A. S., Kim S. Y.: Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1998 (29) 173-186
- [22] Schuh A., Holzwarth U., Kachler W., Göske J.: Oberflächenkontamination nach Kugelstrahlen in der Herstellung von Hüftgelenkimplantaten. *BIOMaterialien* 2003, 4 (3) 240
- [23] Schöll E., Eggli S., Ganz R.: Osteolysis in cemented titanium alloy hip prosthesis. *J Arthroplasty* 2000 (15) 570-575
- [24] Shanbhag A. S., Jacobs J. J., Glant T. T., Gilbert J. L., Black J., Galante J. O.: Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1994 (76-Br) 60-67
- [25] Verdonchot N., Huiskes R.: Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. *Biomaterials* 1998 (19) 1773-1779
- [26] Willert H. G., Broback L. G., Buchhorn G. H., Jensen P. H., Koster G., Lang I., Ochsner P., Schenk R.: Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. *Clin Orthop* 1996 (333) 51-75
- [27] Willert H. G., Semlitsch M.: Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprotheses. *Clin Orthop* 1996 (333) 4-14
- [28] Wintermantel E., Ha S. K.: Biokompatible Werkstoffe: Implantate für Medizin und Umwelt. Springer, Berlin Heidelberg 2002.
- [29] Wirz D., Zurfluh B., Li F., Morscher E.: Röntgenkontrastmittel: Ein "Schleifpulver" im Zement/Implantat Interface? Vortrag 3. Internationale Biomechanik- und Biomaterial-Tage, 14.-15.Juli 2000, München.
- [30] Zeiler G., Distler A.: Probleme zementierter Titanendoprothesenschaften. *BIOMaterialien* 2000 (1) 19-24