Restpartikel auf Oberflächen nach Kugelstrahlen

von Hüftgelenkimplantaten

Alexander Schuh¹, Ulrich Holzwarth², Werner Kachler³, Jürgen Göske³, Günther Zeiler¹

Schlagworte:

Al₂O₃ - Glas - Oberfläche - Kontamination - Drittkörperverschleiß

Strahlverfahren zur Einstellung rauer Oberflächen werden bei den unterschiedlichsten Prozessen zur Oberflächenbearbeitung von Hüftimplantaten verwendet. Mit Edelkorund (Al₂O₃-Partikel) rau gestrahlte Titanoberflächen in der zementfreien Hüftendoprothetik führen zu einer besseren knöchernen Integration. Publikationen aus der Zahnheilkunde und zunehmend aus der Orthopädie belegen, dass bei Strahlverfahren mit Edelkorund Restpartikel auf und in der Oberfläche des bearbeiteten Implantates verbleiben. In neuesten Arbeiten werden die Restpartikel in Zusammenhang mit Frühlockerungen im Sinne des Drittkörperverschleißes beschrieben. Es existiert bisher keine Arbeit, die Oberflächen von Hüftimplantaten in Hinblick auf Al₂O₃- und Glasperlenrückstände untersucht hat.

Es werden die Oberflächen von jeweils fünf Implantaten unterschiedlicher Geometrie (ARR- Titan Stützring, Vektor- Pfanne Anisotrop, Schaft Vektor- Titan, und modularer Schaft MRP- Titan) auf Al₂O₃-Partikelrückstände bzw. Glasparkel (Phönixpfanne, MRP-Titanschaft) analysiert. Die Detektion der Rückstandspartikel auf den Implantatoberflächen erfolgte mit Hilfe eines Feldemissions-Rasterelektronenmikroskops (LEO 1525) mit Rückstreuelektro-nendetektor. Die Belegungsdichte wird mittels digitaler Bildauswertung (analySIS, Soft Imaging System GmbH) ermittelt.

Einleitung

Strahlverfahren wie Kugelstrahlen oder Edelkorundstrahlen werden zur Oberflächenbearbeitung in der Herstellung von zementfreien Hüftimplantaten verwendet. Ein ähnliches Verfahren wendet beispielsweise das Kugelstrahlprinzip mit Glasperlen zur Schichtbearbeitung bei der Endfertigung von Ti- VPS- beschichteten (Titan - Vakuum - Plasma - Spritzverfahren) Titanimplantaten an. Strahlen mit Stahlkugeln zur Induktion von Eigenspannungen als Basis für hohe Dau-erfestigkeitswerte mit nachfolgendem Glasperlstrahlen zur Reinigung von Stahlrückständen ist bei der Fertigung von Titan- Konussteckverbindungen unerlässlich. Um die knöcherne Integration zementfreier Titanimplantate zu verbessern, wurden zahlreiche Verfahren entwickelt, die Rauheit der Oberfläche einzustellen oder zu erhöhen beispielsweise durch Plasmaspraybeschichtung (Ti-VPS) oder Rausstrahlung mit Edelkorund [2, 7, 8, 10, 11, 15, 16, 17, 19, 20, 21, 22, 23, 25]. Publikationen aus der Zahnheilkunde und der Orthopädie belegen, dass bei Edelkorundstrahlverfahren

Restpartikel auf und in der Oberfläche des bearbeiteten Implantates verbleiben. In letzter Zeit häufen sich Berichte über Rückstände von Strahlgut an Oberflächen von Edelkorund gestrahlten Hüfttotalendoprothesen, die als mögliche Ursache für Drittkörperverschleiß verantwortlich gemacht werden [1, 2, 7, 17, 19]. Im Rahmen eines Gemeinschaftsprojektes der High-Tech-Offensive Bayern (HTO), Leitprojekte Medizintechnik der Landesgewerbeanstalt Bayern mit den Forschungspartnern Peter Brehm Chirurgie Mechanik Weisendorf, Orthopädische Klinik Wichernhaus Rummelsberg, Schwarzenbruck und dem Zentrum für Werkstoffanalytik Lauf GmbH in Lauf, stellen wir mit dieser Arbeit dar, in welchem Ausmaß durch das Strahlverfahren mit Edelkorund bzw. Stahlkugeln und/oder mit Glasperlen Restpartikel auf unterschiedlichen Implantatoberflächen in der Hüftendoprothetik verbleiben.

Material und Methode

Es werden die Oberflächen von jeweils 5 Implantaten unterschiedlicher Geometrie (ARR-Titan Stützring, Vektor-Pfanne Anisotrop, Schaft Vektor-Titan, und modularer Schaft MRP-Titan) auf Al₂O₃-Partikelrückstände bzw. Glasparkel (Phönixpfanne, MRP-Titanschaft) analysiert. Das Strahlen der je-

¹ Orthopädische Klinik Rummelsberg, Schwarzenbruck

² Peter Brehm, Chirurgie Mechanik, Weisendorf

³ Zentrum für Werkstoffanalytik Lauf GmbH, Lauf

Abb. 1: Messpunkte auf der Oberfläche der
a) ARR- Titan Stützring
b) Anisotrope Vektor-Pfanne
c) Vektor- Titanschaft
d) MRP- Titanschaft

weiligen Oberflächen erfolgte mit hochreinem Edelkorund, Al_2O_3 Alodur®WSK, Fa. Treibacher bzw. mit Glasperlen "BALLOTINI" MGL der Firma Würth Strahlmittel, Härte nach Mohs 6, spez. Gewicht 2,45 kg/l, Kornklasse 40-80µm, Bruchfestigkeit 80-100 kg/mm².

Die Detektion der Al_2O_3 - bzw. Glaspartikel auf den Implantatoberflächen erfolgte mit Hilfe eines Feldemissions-Rasterelektronenmikroskops (LEO 1525) mit Rückstreuelektronendetektor (RE-Detektor). Die jeweilige Partikelgrößenverteilung sowie die Belegungsdichte wurde mittels digitaler Bildauswertung (analySIS, Soft Imaging System GmbH) ermittelt. Stichpunktartig wurden repräsentative RE-Auswertungen mittels EDX- Elementverteilung verifiziert. Bei dieser Methode werden die jeweiligen Elemente und deren Häufigkeit in einem ausgewählten definierten Bildausschnitt bildlich in unterschiedlichen Farben dargestellt und können so lokalisiert und somit identifiziert werden.

Probencharakterisierung

Es erfolgte die rasterelektronenmikroskopische Detektion des Al_2O_3 -Anteiles auf der Oberfläche von:

1. ARR-Titan Stützring: Die Messungen wurden in Bereichen an 10 Messpunkten auf Pfannenoberfläche, die in Abbildung 1a eingetragen sind, durchgeführt.
2. Anisotrope Vektor-Pfanne: Die Messungen wurden in Bereichen an 16 Messpunkten, die in Abbildung 1b eingetragen sind, durchgeführt.
3. Vektor-Titanschaft: Die Messungen wurden in Bereichen an 10 Messpunkten, die in Abbildung 1c eingetragen sind, durchgeführt.
4. MRP-Titanschaft: Die Messungen wurden in Bereichen an 10 Messpunkten auf der Schaftoberfläche, die in Abbildung 1d eingetragen sind, durchgeführt.

Es erfolgte die rasterelektronenmikroskopische Detektion des Glasanteils auf der Oberfläche von:

1. Konussteckverbindung des MRP- Titanschaftes: Die Mes-

sungen wurden in Bereichen an 10 Messpunkten, die in Abbildung 2a eingetragen sind, durchgeführt.

2. Phoenixpfanne: Die Messungen wurden in Bereichen an 10 Messpunkten, die in Abbildung 2b eingetragen sind durchgeführt.

Zur Analyse wurden stets die folgenden konstanten Geräteeinstellungen am FE-REM (Feldemissions Rasterelektronenmikroskop) und am RE-Detektor (Rückstreuelektronen-Detektor) angewandt:

- * Exakt gleiche Bildbreite: Bildausschnitt: 1800 x 1230 µm
- * Einstellung der Apertur am FE-REM (Blende): 30 µm
- * Hochspannung: 20 kV
- * Vergrößerung: 200-fach
- * Kontrasteinstellung des Rückstreuelektronendetektors: 100%
- * Helligkeitseinstellung des Rückstreuelektronendetektors: 80%
- * Abstand Probe zu Objektivlinse: 11 mm

Abb. 2:
Messpunkte auf der Oberfläche der
a) Konussteckverbindung des MRP-Titanschaftes
b) Phoenixpfanne

Das Rasterelektronenmikroskop (REM) dient unter anderem dazu, die Topographie von rauen Oberflächen (Topographiekontrast) und Materialunterschiede (Materialkontrast) abzubilden [24].

Das REM-Bild ist ein synthetisches Abbild der auf einer Probenoberfläche stattfindenden Wechselwirkungsprozesse zwischen Elektronen und Probenoberfläche. Dazu wird die Probenoberfläche mit einem gebündelten Elektronenstrahl

(Primärelektronen = PE) abgerastert. Mit Hilfe der entstehenden Sekundärsignale wie Sekundärelektronen (SE) und Rückstreuielektronen (RE) wird die Helligkeitsmodulation eines Monitors gesteuert und ein Abbild der Probenoberfläche entsteht.

Im Normalfall müssen alle im REM zu untersuchenden Objekte zumindest an der Oberfläche elektrisch leitend sein, um den PE den Abfluss gegen Masse (Abführung über den Probenstisch des REM) zu ermöglichen. Eine gute elektrische Leitfähigkeit und damit eine optimalen SE-Ausbeute, wird durch das Aufbringen (Sputtern, Bedampfen) dünner Metallschichten (Au oder Pt) oder einer Kohleschicht auf die Oberfläche erreicht. Sind auch nur Teilbereiche der Probe nichtleitend oder nicht mit dem Probenhalter leitend verbunden, erfolgt eine elektrische Aufladung die eine Betrachtung und insbesondere eine fotografische Aufnahme unmöglich machen kann. Dieses Problem tritt vor allem bei Abbildungen mit SE-Detektoren auf. Beim Einsatz eines RE-Detektorsystems, das in der Regel möglichst dicht unterhalb des Objektivpolschuhs oberhalb des Präparates angebracht ist, treten eben genannte Probleme nicht auf. Die Anzahl bzw. Ausbeute der RE ist in erster Linie von der Ordnungszahl bzw. Dichte des zu untersuchenden Materials abhängig. Bei Verbindungen oder Materialien mit hoher Ordnungszahl (hier: metallisches Implantat) treten massiv RE auf, die bei der RE-Detektion auf dem Monitor hell abgebildet werden. Bei Materialien mit niedriger Ordnungszahl (hier: Korundpartikel Al_2O_3 oder Glas) treten wenig RE auf. Die Darstellung ist auf dem Monitor dunkel bis schwarz.

Je höher die Ordnungszahl eines Materials ist, umso größer ist der Rückstreuoeffizient, ist die RE-Ausbeute. Daher ist in Abbildungen des Materialkontrasts die Helligkeit der entsprechenden Strukturen abhängig von der Ordnungszahl einzelner Phasen.

Im vorliegenden Fall setzt sich das Untersuchungsmaterial aus einer metallischen Komponente (Implantat) mit hoher Ordnungszahl des Materials (z. B. bei der anisotropen Vektorpfanne: Legierung TiAl5Fe2,5 , mittlere Ordnungszahl = 18) und aus Korundpartikeln (Al_2O_3) mit der mittleren Ordnungszahl von 10 oder beim MRP-Titanschaft: Legierung TiAl6Nb7 , mittlere Ordnungszahl = 22) und aus Glasparkeln (70% SiO_2 , 10% CaO , 5% MgO , 14% Na_2O , Rest: Al_2O_3 , K_2O , Fe_2O_3) mit der mittleren Ordnungszahl von 10,5 zusammen. Mit Hilfe eines RE-Detektors wurde jede Probe an vorher genau lokalisierten Stellen auf Al_2O_3 - bzw. Glasparkel hin untersucht und mit Hilfe einer EDX-Analyse bestätigt. Der RE-Detektor erlaubt es bei obiger REM-Einstellung die Korundpartikel auf der Oberfläche von der übrigen Probe mittels Kontrastunterschied zu lokalisieren und über Helligkeitsmodulation bezüglich Korngröße und Verteilungsmuster zu analysieren. Die Software-Parameter für die digitale Bildauswertung wurden manuell normiert und standardisiert um den prozentualen Fehler pro Einzelmessung zu erhalten [24]. Dies erfolgte an Hand von 20 manuellen Einzelmessungen an einem Objekt-Messpunkt. Die daraus erhaltenen Daten wurden gemittelt und die Standardabweichung berechnet. Alle folgenden Messpunkte wurden mit dieser standardisierten Software-Einstellung analysiert.

Jeder Messpunkt bzw. jede Probe wurde genau beschrieben, um eine hohe Reproduzierbarkeit zu erreichen:

Werkstück, Proben-Nummer, Messpunkt, Vergrößerung, Detektor 1=SE, 2=QBSD (1= Sekundärelektronen Detektor, 2= Rückstreuielektronen Detektor).

z.B. bedeutet die Beschreibung Aniso-1-p1-200x-2: Anisotrope Vektorpfanne Nummer 1, Messpunkt 1 bei 200-facher Vergrößerung, QBSD.

Alexander Schuh: Restpartikel auf Oberflächen nach Kugelstrahlen von Hüftgelenkimplantaten

Ergebnisse

Die Oberfläche der Ti-VPS-beschichteten Phönixpfanne waren durchschnittlich zu $9,2 \pm 1,3\%$ (Flächenprozent), die Konussteckverbindungen des MRP-Titan Schaftes durchschnittlich zu $6,7 \pm 0,8\%$, mit messbaren Glasparkelrückständen behaftet. Auf der Oberfläche der Konussteckverbindung konnten keine Stahlpartikel nachgewiesen werden (Abb. 3 und Abb. 4).

Abb. 3: Verunreinigung mit Glasparkeln (schwarz) auf der Phönixpfanne mit einem Anteil 10 % am Messpunkt Phoenix-1-p2-200x-2.

Abb. 4 Verunreinigung mit Glasparkeln auf der Phönixpfanne am selben Messpunkt wie in Abbildung 4 bei 500-facher Vergrößerung.

Die Oberfläche des anisotropen Vektor-Pfanne war durchschnittlich zu $41,7 \pm 4,9\%$, der Vektor-Titan Schaft durchschnittlich zu $33,3 \pm 4,7\%$, der MRP-Titan Schaft durchschnittlich zu $30,6 \pm 4,2\%$ und der ARR-Titan-Stützring durchschnittlich zu $23,2 \pm 1,6\%$ mit Al_2O_3 -Partikeln behaftet.

Abbildung 5a und 5b zeigen den Anteil der Al_2O_3 -Partikel auf dem ARR-Stützring mit einem Flächenanteil von 26,7 % am Messpunkt ARR-1-p4-200x-1 und ARR-1-p4-200x-2.

Abb. 5: Verunreinigung mit Al_2O_3 -Partikeln (schwarz) dargestellt am Beispiel des ARR-Stützringes I mit einem Anteil von 26,7% am Messpunkt
a) ARR-I-p4-200x-1 (Sekundärelektronen Detektor).
b) ARR-I-p4-200x-2 (Rückstreuetelektronen Detektor).

Diskussion

Um die knöcherne Integration zementfreier Titanimplantate zu verbessern, wurden zahlreiche Prozesse entwickelt, um die Rauheit der Oberflächen zu erhöhen, z.B. durch Ti-Vakuumplasmasprayverfahren, oder Raustrahlung mit Edelmetallkorund. Die raue Oberflächentopographie führt zu einer direkten Apposition von Knochen.

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass mit Edelmetallkorund raugestrahlte Titanoberflächen in der Hüftendoprothetik - beispielhaft an vier unterschiedlich geformten Implantaten dargestellt - in einem hohen Ausmaß Rückstände von Al_2O_3 -Partikeln aufweisen. Dabei ist definitiv zu erkennen, dass bei manuell geführten Strahlprozessen deutlich höhere Flächenanteile an Al_2O_3 messbar sind (anisotrope Vektor-Pfanne), gegenüber computergestützten Prozessen (MRP-Titan Schaft, Vektor Titanschaft, ARR Stützring) bei gleichen Rauheitswerten von im Mittel $R_z = 50 \mu\text{m}$.

Die Oberflächenrückstände von rau gestrahlten Titan-Oberflächen mit Al_2O_3 -Partikeln werden in der Literatur zunehmend als Problem erachtet [1, 2, 7, 17, 19]. Ricci [19] beschrieb 1992 eine ausgeprägte Kontamination mit silizium- und aluminiumhaltigen Partikeln bei explantierten, raugestrahlten Hüftimplantaten.

Dieselben Verunreinigungen konnten im Granulationsgewebe, das den Implantaten anhaftete, nachgewiesen werden. In Experimenten konnte kein nachteiliger Einfluss auf das knöcherne Einwachsverhalten der Implantate gefunden werden [11, 17].

Darvell [7] konnte 1995 zeigen, dass Al_2O_3 -Partikelrückstände durch das Raustrahlen mit Edelmetallkorund verursacht wurden.

Böhler [2] konnte in einem Granulom eines gelockerten Zweymüllerschaftes Al_2O_3 -Partikel, die eindeutig dem Strahlen mit Edelmetallkorund zuzuordnen waren, finden. Des Weiteren konnte er Al_2O_3 -Partikel in tiefen Kratzern von Metall-Metall-Gleitpaarungen darstellen. Er kam zu dem Schluss, dass die Aluminiumpartikel offensichtlich in das periprosthetische Gewebe eindringen, Metallabrieb auf der Implantatoberfläche hervorrufen und letztendlich zur Lockerung des Implantates führen können. Der so genannte erweiterte Gelenkspalt scheint nicht nur offen für den Transport von Abriebpartikeln von der Gleitpaarung zum Knochen-Implantatinterface zu sein, sondern ebenso umgekehrt für den Transport der Al_2O_3 -Partikel in die Gleitpaarung. Böhler kommt zu dem Schluss, dass der Drittkörperverschleiß durch Al_2O_3 -Partikel weiterer Untersuchungen bedarf.

Neben dem Drittkörperverschleiß stellen die Al_2O_3 -Partikel auch im Hinblick auf die Makrophagenreaktion und somit die Bildung von Granulationsgewebe eine Rolle.

Innerhalb von Makrophagen konnten ebenfalls Al_2O_3 -Partikel nachgewiesen werden [2].

Petit und Catelas konnten 2002 [16] zeigen, dass Makrophagen durch Al_2O_3 -Partikel aktiviert werden können. Die Zellmortalität steigt signifikant in Abhängigkeit von der Größe und der Konzentration der Al_2O_3 -Partikel an [5]. Die Freisetzung von $\text{TNF-}\alpha$ steigt ebenso in Abhängigkeit von Konzentration [4, 18] und Größe der Al_2O_3 -Partikel an.

Keramikpartikel können den apoptotischen Zelltod von Makrophagen in vitro induzieren und möglicherweise zu abriebinduzierten periprosthetischen Osteolysen führen [6].

Hatton beschrieb 2003 [12], dass durch Al_2O_3 -Abriebpartikel die Produktion von osteolytischen Zytokinen induziert werden kann.

Howie [13] und Kubo [14] konnten zeigen, dass durch Al_2O_3 -Partikel die Makrophagenantwort aktiviert werden kann und eine histologische Fremdkörperreaktion hervorrufen können.

Strahlen mit Stahlkugeln zur Induktion von Eigenspannungen mit nachfolgendem Glasperlstrahlen zur Reinigung ist bei der Fertigung von Titan-Konussteckverbindungen unerlässlich [15, 22, 23, 25]. Bei dem MRP-Titan-Revisionschaft werden die einzelnen Elemente über Konus-Steckverbindungen (Kegel-Konus-Verbindungen) unter einer Vorspannkraft von $>10 \text{ kN}$ zusammengefügt, wobei über die Kegelflächen bzw. Konusflächen erhebliche Wechselbelastungen aus der Gehbewegung übertragen werden, wenn die Prothese implantiert ist und der Patient läuft. Untersuchungen haben gezeigt, dass es dabei insbesondere entlang eines Oberflächensegmentes zu Verschleißerscheinungen kommen kann, wenn Relativbewegungen der Teile entweder als Folge zu geringer Vorspannkraft zueinander oder als Folge mangelnder Designoptimierung im Konusübergang stattfinden. Ausgehend von diesen Verschleißzonen sind Schwingungsanrisse, die bis zum vollständigen Schwingungsbruch und damit zum Implantatversagen führen. Dauerschwingversuche konnten zeigen, dass durch das Strahlverfahren mit Stahlkugeln mit anschließendem Glasperlstrahlen eine Qualitätsverbesserung einer Titan-Konussteckverbindung - nämlich bei dem System MRP-Titan - in Form einer erhöhten

Dauerschwingfestigkeit erzielt wird, dabei erhöht sich die ertragbare Lastwechselzahl solchermaßen behandelter Prothesen auf bis zu 70% und mehr [15]. Zur Entfernung der durch das Kugelstrahlen mit Stahlkugeln an der Oberfläche verbliebenen Stahlpartikel wird anschließend ein Kugelstrahlen mit Glaskugeln im Größenbereich zwischen 40 und 80µm und mit einer Strahlenbedeckung >200% als Reinigungsstrahlen durchgeführt. Der Strahlprozess mit Glasperlen führt dazu, dass nach dem Bestrahlen eine Kontaminierung mit Eisen nicht mehr nachweisbar ist [15]. Dies deckt sich mit unseren Ergebnissen, wir konnten in keiner der analysierten Konussteckverbindung Eisenverunreinigungen finden.

Bezüglich des Drittkörperverschleißes durch Glaspartikel kann noch keine abschließende Aussage getroffen werden. Die Wanderung von Glaspartikeln ist jedoch ebenso vorstellbar wie die Wanderung von Al_2O_3 -Partikeln. In Hinblick auf die Langlebigkeit von Konussteckverbindungen stellen die genannten Glasverunreinigungen einen dringend klärungsbedürftigen Aspekt dar, da Arbeiten eindeutig belegen, dass Verunreinigungen der Steckverbindungen zu einem erhöhten Verschleiß führen und Abrieb führen können.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass zu einem hohen, nicht erwarteten Prozentsatz Edelkorund- und Glaspartikel auf kugelgestrahlten Titanoberflächen von Hüftendoprothesen nachweisbar sind. Im Hinblick auf das potentielle Problem des Drittkörperverschleißes und der möglichen Induktion von Osteolysen durch Keramikpartikel oder Glaspartikel sind dringend weitere Studien erforderlich, um den Anteil von Restpartikeln auf Implantatoberflächen bei gleich bleibenden Oberflächeneigenschaften zu minimieren.

Abstract

Shot peening and grit blasting techniques are used in several surface modifications producing hip endoprostheses. Alumina blasting techniques using highly pure Al_2O_3 -particles to create a rough surface of Titanium implants in cementless total hip arthroplasty achieve a better osteointegration. An increasing number of publications in maxillo-facial-surgery and orthopedic surgery show that there is a significant contamination on Alumina blasted surfaces. Latest research studies published an effect of contaminant particles on early failure of endoprostheses associated with third body wear. Due to our knowledge no previous study analysed surface contamination of hip endoprostheses with glass beads and Al_2O_3 . The surface of four different geometries (5 parts each, ARR-Titan acetabular reinforcement ring, anisotropic Vektor cup, Vektor-Titan stem and modular MRP-Titan stem) were analysed with respect to Al_2O_3 particles and glass particles (Phoenix cup, and morse-taper-junction of the MRP-Titan stem). A field emission scanning electron microscopy (LEO 1525) was used for the detection of the particles at the implant surface with a backscattered electron detector. The particle covering position was calculated by means of an imaging analyze software (analySIS, Soft Imaging System GmbH).

Danksagung

Dieses Projekt wurde vom bayerischen Staatsministerium für Wirtschaft, Verkehr und Technologie im Rahmen der High-tech-Offensive Bayern, Leitprojekt Medizintechnik gefördert und durch die Technologieberatungsstelle der LGA-Nürnberg betreut.

**Dr. med.
Alexander Schuh**

Dr. med. Alexander Schuh
Orthopädische Klinik
Rummelsberg 71
90592 Schwarzenbruck
Tel. 09128 /50-3333
E-mail: Schuh-Alexander@t-online.de

Akademischer Lebenslauf

1990 - 1995	Studium der Humanmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
März 1996	Promotion an der Orthopädischen Universitätsklinik Erlangen
1995 - 1998	Tätigkeit als AIP/ Assistenzarzt am Klinikum Weiden in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
1998- 1999	Tätigkeit als Assistenzarzt an der Orthopädischen Universitätsklinik Freiburg/Br.
Seit 1.8.1999	Tätigkeit als Assistenzarzt an der Orthopädischen Klinik Rummelsberg, Schwarzenbruck.
August 2003	Facharzt für Orthopädie

Literatur

- [1] Aparicio C., Javier G. F., Fonseca C., Barbosa M., Planell J. A.: Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials* 2003, 24, 263-73.
- [2] Böhler M., Kanz F., Schwarz B., Steffan I., Walter A., Plenck H. Jr., Knahr K.: Adverse tissue reactions to wear particles from Co-alloy articulations, increased by alumina-blasting particle contamination from cementless Ti-based total hip implants. A report of seven revisions with early failure. *J Bone Joint Surg Br* 2002, 84, 128-36.
- [3] Bos I.: Tissue reactions around loosened hip joint endoprostheses. A histological study of secondary capsules and interface membranes. *Der Orthopäde* 2001 30, 881-9.
- [4] Catelas I., Huk O. L., Petit A., Zukor D. J., Marchand R., Yahia L.: Flow cytometric analysis of macrophage response to ceramic and polyethylene particles: effects of size, concentration, and composition. *J Biomed Mater Res.* 1998, 41, 600-7.
- [5] Catelas I., Petit A., Marchand R., Zukor D. J., Yahia L., Huk O. L.: Cytotoxicity and macrophage cytokine release induced by ceramic and polyethylene particles in vitro. *J Bone Joint Surg Br.* 1999, 81, 516-21.
- [6] Catelas I., Petit A., Zukor D. J., Marchand R., Yahia L., Huk O. L.: Induction of macrophage apoptosis by ceramic and polyethylene particles in vitro. *Biomaterials* 1999, 20, 625-30.

- [7] Darvell B. W., Sammant N., Luk W. K., Clark R. K. F., Tideman H.: Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. *J Dent* 1995, 23, 319- 322.
- [8] Eberhardt A. W., Kim B. S., Rigney E. D., Kutner G. L., Harte C. R.: Effects of precoating surface treatments on fatigue of Ti-6Al-4V. *J Appl Biomater* 1995, 6, 171-4.
- [9] Elke R.: Particle disease. Is tribology a topic in revision surgery? *Der Orthopäde* 2001, 30, 258-65.
- [10] Forst R., Wirtz D. C., Holzwarth U.: Improvement of fatigue resistance of Morse taper junctions in modular revision hip prostheses by optimisation of design and material properties. Vortrag anlässlich des SICOT Meetings 2001 in Paris.
- [11] Goldberg V. M., Stevenson S., Feighan J., Davy D.: Biology of gritblasted titanium alloy implants. *Clin. Orthop.* 1995, 319, 122- 9.
- [12] Hatton A., Nevelos J. E., Matthews J. B., Fisher J., Ingham E.: Effects of clinically relevant alumina ceramic wear particles on TNF-alpha production by human peripheral blood mononuclear phagocytes. *Biomaterials* 2003 24, 1193-204.
- [13] Howie D. W., Vernon-Roberts B.: Synovial macrophage response to aluminium oxide ceramic and cobalt-chrome alloy wear particles in rats. *Biomaterials* 1988, 9, 442-8.
- [14] Kubo T., Sawada K., Hirakawa K., Shimizu C., Takamatsu T., Hirasawa Y.: Histiocyte reaction in rabbit femurs to UHMWPE, metal, and ceramic particles in different sizes. *J Biomed Mater Res.* 1999, 45, 363-9.
- [15] Patent Nr.195 17 275: Verfahren zur Oberflächenbehandlung einer Prothese aus Titan oder Titanlegierung, Patentschrift Bundesrepublik Deutschland, 1997.
- [16] Petit A., Catelas I., Antoniou J., Zukor D. J., Huk O.L.: Differential apoptotic response of J774 macrophages to alumina and ultra-high-molecular-weight polyethylene particles. *J Orthop Res.* 2002, 20, 9-15.
- [17] Piatelli A., Manzon L., Scarano A., Paolantonio M., Piattelli M.: Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998, 13, 805- 810.
- [18] Rader C. P., Baumann B., Sterner T., Rolf O., Hendrich C., Schutze N., Jakob F.: TNF-alpha secretion by human macrophage-like cells in response to wear particles and its modification by drugs. *Biomed Tech (Berl).* 1999, 44, 135-41.
- [19] Ricci J. L., Kummer F. J., Alexander H., Casar R. S.: Technical note: embedded particulate contaminants in textured metal implant surfaces. *J Appl Biomater* 1992, 3, 225-230.
- [20] SAE J 1173 Ausgabe 1988: Size classification and characteristics of glass beads for peening.
- [21] SAE J 1830 Ausgabe 1987: Size classification and characteristics of ceramic shot for peening.
- [22] SAE J 2441 Ausgabe 2000: Process- shot- peening.
- [23] SAE J 445 Ausgabe 1996: Metallic- shot and Grit- mechanical- testing.
- [24] Schmidt P. F.: Praxis der Rasterelektronenmikroskopie und Mikrobereichsanalyse. Expert- Verlag, Renningen-Malsheim 1994.
- [25] Wohlfahrt H.: Unter Kornbeschuss verfestigt. *Industrieanzeiger* 1987, 83, 10- 17.