Oberflächenmodifikation von Hüftendoprothesenschäften

mit strukturierter (Ti, Nb)ON-Schicht

Frank Macionczyk,
Roger Thull

Schlagworte: Hüftendoprothesen – Abrasion – Dauerwechselfestigkeit – Oberflächenmodifikation

Zur Minderung der Entstehung von Abriebkorrosionsprodukten an Hüftendoprothesen aus Titanbasislegierungen, bei gleichzeitiger Erhaltung der Dauerwechsellastfestigkeit der Implantate, wurde ein oberflächenstrukturiertes (Ti, Nb)ON-Hartstoffschichtsystem für Titanoberflächen entwickelt. Die Abrasionsbeständigkeit und Dauerwechsellastfestigkeit wurden mit unstrukturierten Hartstoffschichtsystemen, stickstoffdiffusionsgehärteten sowie unmodifizierten Titansubstraten verglichen. Die Abriebminderung entspricht dem Anteil der Modifikation an der Oberfläche. Durch gezielte Wahl von Schichtdicke und Oberflächenstrukturierung kann Rissbildung in der strukturierten Hartstoffschicht aufgrund verringerter Lasteinleitung in die unterteilten Schichtbereiche unterbunden werden. Die Dauerwechsellastfestigkeit bleibt erhalten. Dehnungsbestimmungen mit Dehnungsmessstreifen auf zementierten Hüftendoprothesen in Kunstknochen zeigten, dass die maximalen Materialspannungen bei 3 kN Druckbelastung bis zu 390 MPa erreichen können.

Einleitung

Bei fortgeschrittenem Gelenkverschleiß ist der Ersatz des erkrankten Knochengewebes durch künstliche Implantate eine häufig notwendige Maßnahme. Im Bereich der Hüft-Orthopädie werden weltweit zikra 1,5 Millionen Hüftendoprothesen – davon in Deutschland allein zirka 120000 – erstimplantiert. Entsprechend den differenzierten medizinischen Indikationen und den individuellen anatomischen Voraussetzungen sowie wegen zunehmenden Erkenntnissen über Körperverträglichkeit und Langzeitstabilität von künstlichen Prothesen existiert eine Vielzahl von Implantatdesigns.

Knochengewebe reagiert auf mechanische Wechselbelastungen mit einem ständigen „Remodelling“, so dass bei unterschiedlichem elastischem Verhalten von Knochen und Implantat, selbst bei hoher Primärstabilität, Relativbewegungen auftreten [4]. Mikrobewegungen zwischen Implantat und Hartgewebe bzw. Zement führen im aggressiven Körpermilieu zu Abrieb und/oder Reibkorrosion. Die Reaktionsprodukte lassen sich im Gewebe nachweisen und entstehen sowohl bei zementierten als auch bei zementfrei eingebrachten Implantaten. Die Relativbewegungen hängen vom Gewicht und der Dynamik des Patienten, von der Werkstoffzusammensetzung sowie von der Werkstoffvorbehandlung und der Implantatkonstruktion ab.

Innerhalb eines Zeitraums von durchschnittlich fünf bis zehn Jahren nach Implantation von mechanisch stark belasteten Implantaten aus Titanlegierungen, wie Hüftendoprothesen, zeigen sich im klinischen Bild Osteolyse-Erscheinungen, die ursächlich auf die zellschädigende Wirkung der Verschleißprodukte zurückgeführt werden [8, 10, 11]. Die damit einhergehende aseptische Implantatlockerung und die

Toxizität von Abriebprodukten stellen ein wesentliches klinisches Problem dar. Neben werkstoffangepasster Konstruktion kann eine geeignete Oberflächenmodifikation der Schlüssel zur Langzeitstabilisierung von Implantaten im Knochen sein.

Für Hüftendoprothesen werden als Schaftmaterial Legierungen auf Kobalt- und Titanbasis eingesetzt. Titan und medizinische Titanlegierungen wie Ti-6Al-7Nb und Ti-6Al-4V zeichnen sich durch hohe Verträglichkeit gegenüber knochenbildenden Osteoblasten-Zellen und einem guten Einwachsverhalten des Knochengewebes aus. Zusätzlich minimiert ein vergleichsweise niedriger Elastizitätsmodul das Stress-Shielding für den Knochen bei der Krafteinleitung über Gelenkkugel und Schaft. Den Vorteilen steht eine geringe Abriebfestigkeit der Titanwerkstoffe gegenüber.

Als Lösung des Problems wurde für den Schaftbereich ein Oberflächendesign entwickelt, das sich biokompatibel und reibfest zeigt. Letzteres wird durch hohe Haftfestigkeit und Korrosionsbeständigkeit der Modifikation erreicht; die Wechsellastfestigkeit wird nicht herabgesetzt. Biokompatibilität und Abriebfestigkeit ergeben sich durch die Verwendung oxo-nitridischer Schichten auf Refraktärmetallbasis. Die positiven Haftfestigkeitseigenschaften des Schichtsystems werden durch eine Gradientengestaltung der Festigkeitsparameter in der Nähe des Schicht-Substrat-Interfacebereiches erreicht. Dazu werden die Titansubstrate durch Stickstoffdiffusionshärtung vorbehandelt und eine (Ti, Nb)ON-Hartstoffschicht durch einen Ion-Plating-Prozess mittels plasmagestützter, reaktiver physikalischer Gasphasenabscheidung (PVD) hergestellt. Lateral wird das Schichtsystem derart strukturiert, dass Rissbildung in der Hartstoffschicht

unterdrückt und damit die Dauerwechsellastfestigkeit des Substratmaterials durch die Oberflächenmodifikation nicht beeinträchtigt wird.

Die Eignung des Strukturierungs- und Schichtherstellungsverfahrens zur Anwendung auf komplexen dreidimensionalen Oberflächen wurde anhand von Schichtdepositionen auf gebräuchlichen Hüftprothesenschäften demonstriert.

Methodik

Modifikationsverfahren

Ziel der Entwicklung war die Erzeugung eines haftfesten, verschleiß- und korrosionsbeständigen sowie bioverträglichen PVD-Schichtsystems für Titanlegierungen, zum Einsatz im Schaftbereich von Hüftendoprothesen. Eine Kombination der Eigenschaften lässt sich mit einem Hartstoffschichtsystem der Zusammensetzung $(\text{Ti}_x, \text{Nb}_y)\text{O}_1\text{N}_m$ erzielen, wie es schon für Dentalimplantate erprobt und eingesetzt wurde [12–15].

Die Schichterzeugung erfolgte mittels reaktiver Lichtbogenverdampfung eines Ti-Nb-Legierungstargets, Zusammensetzung 50:50, in einem Balzer Hochvakuum-Laborsystem PLS 570 [A]. Die Reaktionsgasatmosphäre wurde durch die konstante Einleitung von 10 sccm/min Sauerstoff, 60 sccm/min Stickstoff und 30 sccm/min Argon in den Rezipienten vorgegeben. Weitere Herstellparameter waren: Basisdruck 8×10^{-4} Pa, Prozessgasdruck 7×10^{-1} Pa, Depositionsrate $1,5 \mu\text{m/h}$, Beschichtungszeit 60 min. Die Substrate wurden nicht zusätzlich geheizt. Durch Wärmestrahlung des Targets erreichte die Temperatur der Substrate nach etwa 30 min einen konstanten Wert von $360 \pm 30^\circ\text{C}$. Die Substrate wurden nach grobmechanischer Vorbehandlung mit Tensidlösung im Ultraschallbad in Isopropanol gereinigt. Unmittelbar vor der Beschichtung erfolgte eine Reinigung durch Sputterätzen in der Vakuumanlage, Argongasdruck 7×10^{-1} Pa, Bias-Spannung 350 V, Zeit 15 min.

Die Oxi-Nitridschichten sind im Gegensatz zum Titansubstratmaterial spröde. Um einen scharfen, die Haftfestigkeit mindernden Übergang der mechanischen Materialparameter (Härte und Elastizitätsmodul) an der Schicht-Substrat-Grenzfläche zu vermeiden, wurden die Titansubstrate z. T. durch Stickstoff-Diffusionshärtung vorbehandelt: Vakuumofen, 700°C , 5 h, N_2 -Reinheit 99,999 %, Druck 1×10^{-2} Pa. Die Parameter wurden in Vorversuchen ermittelt und führen zu hoher Stickstoffdiffusion bei nur geringer Änderung des Substratgefüges. Die Diffusionsbehandlung führte bei Titan zu einer Erhöhung der Vickers-Oberflächenhärte auf Werte zwischen 400 und 500. Bei Härtemessungen an Querschnittprofilen zeigte sich, dass die Härte mit dem Abstand zur Oberfläche etwa exponentiell abfällt und einen nahezu konstanten Wert von 200 ± 20 bei etwa $50 \mu\text{m}$ unterhalb der Oberfläche erreicht.

Schichteigenspannungen und mechanische Belastungen des Schicht-Substrat-Verbundes können Rissbildungen in den Hartstoffschichten hervorrufen. Scharfe Oberflächendefekte führen aufgrund von Spannungsüberhöhungen an den Risspitzen zur Verringerung der Wechsellastfestigkeit. Damit erhöht sich die Wahrscheinlichkeit für ein Materialversagen durch Ermüdungsbruch. Um die Bildung bzw. Ausbreitung von Schichtrissen zu unterbinden, wurde die Schicht lateral strukturiert. Dazu wurde die Oberfläche der Substrate mit temperaturbeständiger, selbstklebender Polyamidfolie maskiert. Die manuelle Maskierungstechnik ermöglicht die Schichtstrukturierung von komplizierten dreidimensionalen Implantatoberflächen auch dort wo lithographische Methoden nicht ohne weiteres anwendbar sind. Der Abstand zwi-

schen einzelnen Strukturfeldern und deren Länge betrug etwa 1 mm. Abbildung 1 zeigt einen Prothesenschaft mit strukturierter (Ti, Nb)ON-Schicht.

Abb. 1: Hüftendoprothesenschaft mit strukturierter (Ti, Nb)ON-Oberflächenmodifikation. Der Ausschnitt zeigt eine Vergrößerung aus dem proximalen Schaftbereich

Schichtcharakterisierung

Die Schichtdickenbestimmung erfolgte an Bruchkanten von Schichten auf $0,1 \text{ mm}$ dicken Titanfolien, die in flüssigem Stickstoff gerissen wurden. Im Rasterelektronenmikroskop wurde die Dicke der Schichten zu $1,5 \mu\text{m} \pm 0,1 \mu\text{m}$ bestimmt. Charakterisierungen bezüglich der chemischen Zusammensetzung, der Mikrostruktur (Korngefüge, Textur, Ausbildung metallischer Phasen), der elektrochemischen Eigenschaften (Korrosionsstromdichte), der spezifischen Oberflächenenergie sowie der Zellverträglichkeit finden sich an anderer Stelle [7].

Anhand der Ergebnisse aus physikalisch-werkstoffwissenschaftlichen und früheren biologischen Prüfungen wird (Ti,Nb)ON mit einem Sauerstoff zu Stickstoffverhältnis 20:80 für die Modifikation von Oberflächen mechanisch belasteter Implantate aus Titanlegierungen vorgeschlagen. Kriterien der Entscheidung sind die Korrosionsfestigkeit, die Adhäsionsenergie und reproduzierbare, verfahrenstechnisch einsetzbare Beschichtungsparameter.

Ergebnisse

Haftfestigkeitsuntersuchungen

Die Haftfestigkeit des Schichtsystems (Ti, Nb)ON auf Ti wurde mittels eines modifizierten Scratch-Tests beurteilt [7]. Die Schichtoberfläche wurde gegen eine Rockwell-Diamantspitze (Radius = $0,2 \text{ mm}$) bewegt, wobei die kritische Last L_k bestimmt wurde, unter der Schichtdelamination auftritt. Die kritische Last stellt eine Funktion der Schicht-Substrat-Haftfestigkeit und Härte des Substrates dar. Bei gleichem Substratwerkstoff ist die Haftfestigkeit näherungsweise proportional zu $(L_k)^{1/2}$ [2].

Messungen an Gradientensystemen wurden zunächst an stickstoffgehärtetem Titan mit $1 \mu\text{m}$ dicken TiN-Schichten im Vergleich zu Verbundsystemen aus gleich dicken TiN-Schichten auf ungehärtetem Titan durchgeführt. Für erstere Systeme ergab sich eine Haftfestigkeit von $450 \pm 50 \text{ MPa}$, für letztere lag die Haftfestigkeit bei $250 \pm 50 \text{ MPa}$. Eine Gradientenbildung bezüglich der Härte im Substrat in der Nähe der Schicht-Substrat-Grenzfläche geht mit einer erhöhten Haftfestigkeit der Schicht einher.

Abriebfestigkeit

Das Abriebverhalten von oberflächenmodifiziertem Titan wurde in Abriebrollprüfungen (ball mill fretting test) charakterisiert. Dazu wurden zylinderartige, an den Enden halb-

kugelförmige Probekörper, Länge 14 mm, Durchmesser 5 mm, mit einem Reibmedium, Al_2O_3 -Granulat „Korund“, Korngröße 110 μm , in zylindrischen Behältern, Durchmesser 20 mm, einer Mühlbewegung ausgesetzt. Die Behälter rotierten um ihre Längsachse mit 150 U/min auf einer Rollprüfmaschine. Der Abrieb wurde anhand des Gewichtsverlustes der Proben bestimmt. Es zeigte sich, dass der Abrieb entsprechend dem Anteil der Schichtbedeckung der Probenoberfläche reduziert wurde (Abb. 2).

Abb. 2: Relative Gewichtsänderung von Titanprobekörpern ohne (0 %) und mit partieller (Ti, Nb)ON-Schichtbedeckung (50 %) in Abriebrollversuchen, Reibmedium Korund

Wechselbelastfestigkeit

Die Wechselbelastfestigkeit von unterschiedlich oberflächenmodifizierten Titan-Prüfkörpern wird in Umlaufbiegeversuchen nach ISO 1143 geprüft. Die normgemäßen Proben wurden einseitig eingespannt und am freien Ende belastet. Probenform und Verlauf der Biegespannung sind in Abbildung 3 dargestellt. Da die Proben bei geringen Belastungen innerhalb der Einspannvorrichtung brachen, wurde die Probenform für Prüfungen an unbeschichteten Substraten modifiziert: der konische Verlauf wurde auf 15 mm verkürzt und war unmittelbar vor der Einspannung toroidal mit einem Fräsradius von 3 mm versehen.

Abb. 3: Form der Umlaufbiegeprüfkörper mit Biegespannungsverlauf

Wöhlerkurven für unterschiedliche Probenbehandlungen sind in Abbildung 4 dargestellt. Erwartungsgemäß nimmt

die Wechselbelastfestigkeit bei höheren Lasten mit zunehmender Härtung bzw. Versprödung der Oberfläche oder des oberflächennahen Bereichs durch Aufbringen von Hartstoffschichten oder durch die Stickstoffdiffusionshärtung ab. Bei niedrigen Lasten ist die Wirkung der PVD-Oberflächenmodifikation gering und möglicherweise auf die geringe Schichtdicke zurückzuführen.

Abb. 4: Dauerwechselbelastfestigkeit aus Umlaufbiegeprüfungen. Prüfkörper ohne (0 %), mit strukturierter Schicht (50 %), mit geschlossener Schicht (100 %) und mit geschlossener Schicht plus vorheriger Stickstoffdiffusionshärtung (100 %, NDH)

Dehnungsverhalten von Hüftendoprothesen im Modell

Um eine Aussage über den Einfluss der Oberflächenmodifikation auf die mechanischen Eigenschaften des Hüftgelenks machen zu können, wurde das Dehnungsverhalten ermittelt, das bei funktionstypischen Belastungen auftritt.

Abb. 5: Schematische Darstellung der Probenposition für Belastungsprüfungen von zementierten Hüftendoprothesen in künstlichen Oberschenkelknochen, linkes Bein

Die Hüftendoprothesen wurden in künstliche Hüftknochen [B], Zug-Elastizitätsmodul 18,6 GPa, Biege-Elastizitätsmodul 14,2 GPa, mit Polymethylmetakrylat (PMMA) einzementiert. Als Prothesen wurden die Modelle „Original Straight Stem, M. E. Müller“ [C] aus Ti-6Al-7Nb und „Permalock“ [C] aus Ti-6Al-4V in vergleichbarer Länge verwendet. In einer Druckprüfeinrichtung, Zwick 1445 [D], wurden die Proben mit 3 kN belastet. Die Probenstellung

Abb. 6: Position von Dehnungsmessstreifen (DMS) auf einer Hüftendoprothese. Bemaßung in mm

entsprach der eines „Einbeinstands mit leicht gebeugtem Knie“ zur Erzeugung eines, der Anatomie entsprechenden, starken Belastungszustandes. Der Neigungswinkel der Proben zur Krafteinleitungsrichtung erfolgte in Anlehnung an den Lastfall „Einbeinstand“ nach Pauwels [9] und der Prüfnorm für Kopf-Schaftprothesen ISO 7206 (Abb. 5). Mit Dehnungsmessstreifen, die auf der Prothesenoberfläche appliziert waren, wurden die relativen Dehnungen der Prothesenstiele distal, mittig und proximal, jeweils an Außen- und Innenschulter, gemessen (Abb. 6). Maximale Dehnungen traten in Längsrichtung der Schäfte auf. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Mit einem Elastizitätsmodul von 110 GPa ergibt sich für den Maximalwert der Dehnung, -0,351 %, eine nach dem hookeischen Gesetz berechnete Biegespannung von 386 MPa.

Prothesentyp, Richtung, Position	proximal	mittig	distal
Permalock, längs, außen	0,149		0,168
Permalock, längs, innen	-0,296	-0,351	-0,248
Müller, längs, außen	0,098		0,156
Müller, längs, innen	-0,205	-0,298	-0,187

Tab. 1: Lokale Dehnung (%) von zementierten Hüftendoprothesen bei 3 kN Druckbelastung im Modellversuch

Diskussion

Die Oberflächenmodifikation aus (Ti,Nb)ON auf Titanbasislegierungen erhöht die Verschleißfestigkeit bei Relativbewegungen in einem abrasiven Milieu. Die Minderung wird vom Anteil der Bedeckung der Oberfläche durch die Hartstoffschicht bestimmt. Die Abriebprüfergebnisse lassen sich nicht direkt auf in-vivo-Bedingungen übertragen. Einerseits wirken bei Relativbewegungen zum Knochen oder zu Knochenzement höhere Kräfte als im Simulationsversuch, andererseits lässt sich mit unterschiedlichen Schmierstoffen rechnen und der Reibpartner besitzt eine niedrigere Härte als Korund. Ersteres erhöht, letztere verringern den Abrieb. So erniedrigt sich der Verschleiß bei 120-tägiger Prüfung in Kochsalzlösung getränktem Korundpulver auf nicht mehr messbare Werte.

Die Wechsellastfestigkeit wurde durch eine geschlossene Modifizierung der Oberfläche mit (Ti,Nb)ON bei niedrigen Lasten nicht beeinträchtigt. Höhere Belastungen dagegen reduzieren die Wechsellastfestigkeit. Dies wird verständlich, wenn berücksichtigt wird, dass die kritische Spannung für die Rissausbreitung in einer harten Schicht auf einem im Vergleich dazu weichen Substrat von der Schichtdicke abhängt [1, 3, 5, 6]. Bei ausreichend dünnen Schichten und ausreichend geringen Spannungen findet eine Rissausbreitung in der Schicht nicht statt.

Bei hohen Belastungen erniedrigt eine auf die Oberfläche des Implantats aufgebrachte geschlossene Hartstoffschicht die Wechsellastfestigkeit. Die Ursache liegt im Reißen des Schichtwerkstoffs, der gegenüber dem Implantatmaterial eine geringere Duktilität aufweist. Die Spannungsüberhöhung führt zur Rissausbreitung und zum Bauteilversagen unter Wechsellast. Die Wechsellastfestigkeit wird auch bei hohen Belastungen nicht erniedrigt, wenn die Oberflächenmodifikation nicht geschlossen, sondern strukturiert aufgebracht wird. Eine Rissausbreitung in den partiellen Beschichtungsarealen wird unterdrückt. Ursache ist die elastische Aufnahme der bei Biegung auftretenden Zug- und Druckspannungen in den unbeschichteten Arealen. Damit erhöht die strukturierte Modifikation nachweislich die Verschleißfestigkeit von Titanlegierungen bei Relativbewegungen gegen Reibpartner ohne die Wechsellastfestigkeit des Substratwerkstoffs zu erniedrigen. Das Strukturmuster kann unterschiedlich sein. Die Erprobung von Variationen steht noch aus.

Die Versprödung des oberflächennahen Bereichs der Substrate durch Stickstoffdiffusionshärtung hat eine Minderung der Wechsellastfestigkeit zur Folge. Das Entwicklungspotenzial dieser Methode zur Haftfestigkeitserhöhung ist jedoch noch nicht ausgeschöpft, sodass in der Zukunft bessere

Kompromisse zwischen Schicht- und Substratstabilität zu erwarten sind. Auch wurden die materialkundlichen Prüfungen sämtlich an Substraten aus Titan durchgeführt, dem Implantatmetall mit der größten Wechsellastempfindlichkeit, um die Wechsellastfestigkeit beeinflussende Effekte deutlich werden zu lassen. Bei Titanlegierungen mit höherer Wechsellastbeständigkeit kann die Bedeutung der Diffusionshärtung für diese Materialeigenschaft geringer sein. Die Dehnungsmessungen an den Implantat-Knochen-Modellen ergaben bei Belastungen, die etwa dem dreifachen normalen Körpergewicht entsprachen, maximale Spannungswerte, die zum Teil über der Dauerwechsellastgrenze von Titan (200–230 MPa) aber unterhalb der von Ti-6Al-4V oder Ti-6Al-7Nb (400–600 MPa, je nach Oberflächenvorbehandlung) lagen.

Abstract

Micro motion at the implant/bone or implant/cement interface at hip endoprotheses, made of titanium based alloys, generates abrasion products that are assumed to be the cause for cell reaction leading to osteolysis followed by aseptic implant loosening. The relative motion depends on the load and dynamic of the patient as well as the design, composition, and pre-treatment of the implant. Besides adjusting the design to the material an adequate surface modification is the key for long-term stability of the prostheses. A structured surface modification of (Ti, Nb)ON film patches

has been developed to (1) reduce the generation of abrasion and corrosion products at prostheses stems and at the same time to (2) maintain the endurance of the implant. The wear and endurance of samples with structured surfaces are compared with samples having no or unstructured surface modifications and also with samples that were nitrogen diffusion hardened. Wear was found to be proportional to the modified surface area. The endurance was the same for substrates with structured and unmodified surfaces and was lower for those with unstructured coatings and for diffusion hardened substrates. The transmission of external forces into the coating is smaller for separate film patches than for unstructured films. Therefore, crack generation in the patches is suppressed. To classify the significance of the endurance results the strain of loaded hip prostheses was determined. Strain gauges were applied on the stem of the implant and the prostheses were cemented into artificial bones. The maximum tension at a load of 3 kN reached 390 MPa.

Danksagung

Die Prüfungen zum Dehnungsverhalten der Hüftendoprothesen fanden in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. med. A. Distler und Herrn Prof. Dr. med. G. Zeiler, Orthopädische Klinik Schwarzenbruck, statt. Für die Bereitstellung des Probenmaterials sowie die Präparation der Modellknochen und die Zementierung der Hüftendoprothesen gilt ihnen herzlicher Dank.

Literatur

- [1] Beuth, J. L.: Cracking of thin bonded films in residual tension. *Int. J. Solids Structures* 29 (13): 1657–1675, 1992
- [2] Hintermann, H. E.: Verschleißschutzschichten. *Schmier-technik, Tribologie* 28: 159–166, 1981
- [3] Hutchinson, J. W., Suo, Z.: Mixed mode cracking in layered materials. *Advances in Applied Mechanics* 29: 63–191, 1992
- [4] Lee, T. Q., Lewis, D. A., Barnett, S. L., Kim, W. C., Anzel, S. H.: Structural integrity of implanted WMT infinity hip and Osteonics Omnifit hip in fresh cadaveric femurs. *J. Biomedical Mat. Res.* 39 (4): 516–523, 1998
- [5] Macionczyk, F., Brückner, W., Pitschke, W., Reiss, G.: Young's modulus and tensile strength of CuNi(Mn) thin films on polyimide foils by tensile testing. *J. Mater. Res.* 13 (10): 2852–2858, 1998
- [6] Macionczyk, F., Brückner, W.: Tensile testing of AlCu thin films on polyimide foils. *J. Appl. Phys.*, 86 (9): 4922–4929, 1999
- [7] Macionczyk, F., Pieger, K., Hendrich, C., Thull, R.: PVD-Beschichtungen von Metalloberflächen zur Verschleißminderung von Polyäthylen im künstlichen Kniegelenk. Abschlussbericht BMBF-Verbundprojekt 03N4002C3, Technischen Informationsbibliothek, Hannover 1999
- [8] Mostardi, R. A., Meerbaum, S. O., Kovacic, M. W., Gradi-sar, I. A. Jr.: In-vitro response of human fibroblasts to commercially pure titanium. *J. Biomedical Mat. Res.* 47 (1): 60–64, 1999

Dr. Frank Macionczyk

Korrespondenzanschrift:
Dr. Frank Macionczyk
Abteilung für Experimentelle
Zahnmedizin
Universität Würzburg
Pleicherwall 2
97070 Würzburg

Akademischer Lebenslauf

1987–1994	Diplomstudiengang Physik an der Gesamthochschule Universität Kassel. Experimentelle Diplomarbeit auf dem Gebiet der Physik dünner Schichten mit dem Thema: Mechanische Spannungen in dünnen Ti-, TiN _x - und TiO ₂ -Aufdampfschichten. Während der Diplomzeit Forschungsaufenthalt im Otto-Schott-Forschungszentrum in Mainz.
1994–1997	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Festkörper- und Werkstoffforschung Dresden mit dem Arbeitsschwerpunkt mechanische Eigenschaften dünner Metallisierungsschichten.
1999	Promotion an der Fakultät Mathematik und Naturwissenschaften der Technischen Universität Dresden. Thema der Dissertation: Bestimmung mechanischer Kennwerte dünner Al- und AlCu-Schichten auf Polymidfolien durch Zugversuche.
Seit 1998	Wissenschaftlicher Mitarbeiter und Assistent in der Abteilung für Experimentelle Zahnmedizin der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg. Wissenschaftliche Arbeitsgebiete: PVD-Oberflächenmodifikation von Implantatmaterialien und Schichtanalytik.

- [9] Pauwels, F.: Gesamte Abhandlung zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer-Verlag, Berlin 1965
- [10] Rogers, S. D., Howie, D. W., Graves, S. E.: In-vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niob. *J. Bone Joint Surg.* 79 B: 311–315, 1997
- [11] Shanbhag, A. S., Macaulay W., Stefanovic-Racic, M., Rubash, H. E.: Nitric oxide release by macrophages in response to particulate wear debris. *J. Biomedical Mat. Res.* 41 (3): 497–503, 1998
- [12] Thull, R.: Elektrochemische Prüfungen von (Ti,Nb)ON-beschichteten Dentallegierungen zur Qualitätssicherung. *Biomed. Technik* 36 (21): 4–221, 1991
- [13] Thull, R.: Korrosionseigenschaften mit Titan-Niob-Oxinitrid, Geschichte der Dentallegierungen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 11: 712–717, 1991

[14] Thull, R.: Development and electrochemical evaporation of two PVD hard coatings for implants of titanium. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 13 (3): 1477–1478, 1991

[15] Thull, R.: In-vitro-Korrosionsstudie von (Ti,Nb)ON-Beschichtungen auf Dentallegierungen. Quintessenz 43: 319–330, 1992

Hersteller-Verweise

[A] Arthur Pfeiffer Vakuumtechnik Wetzlar GmbH, D-35614 Aßlar

[B] Sawbones, S-21616 Limhamn, Schweden

[C] Sulzer Ltd, CH-8401 Winterthur, Schweiz

[D] Zwick / Materialprüfung, D-89079 Ulm