

Resilienzverhalten von Titanimplantaten mit integrierten wartungsfreien Dämpfungselementen

Zusammenfassung

Die Entwicklung biokinetischer Elemente zur Dämpfung implantatgetragener Suprakonstruktionen ist ein wesentlicher Faktor in der Nachahmung natürlicher Funktionen des Zahnersatzes. Im Rahmen dieser Studie soll ein neues Implantatsystem mit einem vollständig integrierten Dämpfungsmechanismus vorgestellt und dessen biokinetische Fähigkeiten überprüft werden. Das Mobilimplantat (SIS Inc., Klagenfurt, Österreich) ist ein konisches, selbstschneidendes Schraubimplantat mit einer vollständig integrierten Dämpfungseinheit. Der Abschluss der Dämpfungseinheit wird durch einen elastischen Titanring und zwei Laserschweißstellen gewährleistet. Zunächst wurden anhand eines speziellen Prüfstandes Kraft-Weg-Diagramme von 10 Implantaten ermittelt. Dabei wurde das radiale und axiale Dämpfungsverhalten der Mobilimplantate ermittelt. Weiterhin erfolgte eine Lebensdauerfeststellung des Implantatbereichs unter Berücksichtigung des Titanrings und der Laserschweißstellen als vermeintliche Schwachstellen. Diese Zone wurde nach 12 Millionen Belastungen elektronenmikroskopisch untersucht. Bei axialer und radialer Belastung ergab sich ein progressives Dämpfungsverhalten mit Maximalauslenkungen von 0,06 mm in axialer und 0,16 mm in radialer Richtung. Die Lebensdauerfeststellung ergab keine Veränderungen des Implantatbereichs durch Materialermüdung. Es zeigte sich ein wartungsfreies Titanimplantatsystem mit natürlichem, progressivem Dämpfungsverhalten.

Acta Med Dent Helv 5: 140–146 (2000)

Schlüsselwörter: Implantate, Resilienz, intramobile Elemente

Zur Veröffentlichung angenommen: 16. Oktober 2000

Korrespondenzadresse:

Univ.-Doz. Dr. Dr. Alexander Gaggl
Klinische Abteilung für Mund-, Kiefer- und
Gesichtschirurgie, LKH/Universitätsklinik Graz
Auenbruggerplatz 7, A-8036 Graz
Tel. ++43/316/385-2565, Fax ++43/316/385-3511

ALEXANDER GAGGL und GÜNTER SCHULTES

Klinische Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie,
Universität Graz

Einleitung

Die wissenschaftliche Forschung auf dem Gebiet der dentalen Implantologie hat sich in den letzten Jahren überwiegend mit der Verwirklichung optimaler Oberflächengestaltung dentaler Implantate befasst (ALBREKTSSON et al. 1983, SUTHERLAND et al. 1993, PEBE et al. 1997, HAN et al. 1998, STEFLIK et al. 1998, GAGGL et al. 2000). Dabei stand die Entwicklung osteoinduktiver und osteokonduktiver Oberflächen im Vordergrund der Entwicklungsarbeit (COLE et al. 1997, DENISSEN et al. 1997, PIATELLI et al. 1997, BATZER et al. 1998, OVERGAARD et al. 1998, WIE et al. 1998). Der Grund für die Erhöhung der Knochen-Implantat-Kontaktfläche ist in dem erwarteten höheren Langzeiterfolg von Implantaten zu sehen. Dabei sollte die optimale Oberfläche bis in den zervikalen Implantatbereich reichen, um einen optimierten knöchernen, epithelialen und bindegewebigen Abschluss des enossalen Implantatanteils zu ermöglichen (COLE et al. 1997, WENNERBERG et al. 1998). Neben der Implantatoberfläche gibt es aber weitere bedeutende Faktoren, die den Erhalt des Knochens im periimplantären Bereich begünstigen können. So sind nach der Belastung dentaler Implantate Knochenverluste im zervikalen Implantatbereich weitgehend durch exzentrische und zu hohe Belastungen des Implantats bedingt (SKALAK 1985, HOLMES et al. 1994, PAPAVALIOU et al. 1996, ISIDOR 1997). Diese – häufig durch makroskopisch nicht verifizierbare Spannungen der Suprakonstruktion – bedingten Fehlbelastungen lassen sich auch durch genaues Arbeiten nicht ausschalten und sind somit unumgänglich (SETZ et al. 1989). Eine Minimierung zervikaler Knocheneinbrüche kann durch eine biokinetische Verbindung zwischen Implantat und Suprakonstruktion geschaffen werden (KRAUT & KIRSCH 1993). Derartige mobile Verbindungselemente wurden in den letzten Jahren in Form zwischengelagerter Sili-

konpuffer verwendet (KANTH 1971, KOCH 1976, KANTH 1982, KIRSCH 1983), entsprachen aber aufgrund ihrer Materialeigenschaften mit direktem Kontakt zum periimplantären Epithel und Weichgewebe nicht den Anforderungen inerter implantologischer Materialien im Implantateingangsbereich (HILLENBURG et al. 1991). Mit der Entwicklung eines dentalen Implantats aus Titan, dessen Oberflächeneigenschaften höchsten implantologischen Ansprüchen genügen (GAGGL et al. 2000), und der vollständigen Integration des biokinetischen Elements sollten zwei wesentliche Eigenschaften eines dentalen Implantats ineinander vereint werden und somit ein weiterer Schritt in der Entwicklung eines optimalen Implantatsystems getan werden. Die Erforschung biomechanischer Eigenschaften eines derartigen Implantatsystems ist Gegenstand dieser Studie.

Material und Methoden

Implantatdesign und -oberfläche

Das Mobilimplantat (SIS-Inc., Klagenfurt, Österreich) ist ein selbstschneidendes, konisches Schraubenimplantat mit einem Maximaldurchmesser von 4,1 mm im coronalen Bereich. Die Länge der Implantate beträgt 9, 11, 13 oder 15 mm. Der enossale Bereich ist mittels Laserbearbeitung aufgeraut, sodass primäre Rauungen von 30-50 µm und Sekundärrauungen von 8-11 µm resultieren (Abb. 1). Die Oberfläche besteht aus Titan höchsten Reinheitsgrades (GAGGL et al. 2000). Die Gewindesteigung beträgt 0,6 mm und die Gewindetiefe 0,2 mm. Der zervikale Abschnitt des Implantats ist auf einer Länge von 1,5 mm maschinenrau. Der Implantathals trägt den Implantatkopf zur Aufnahme des Abutments. Dieser Implantatkopf zeigt ein konisches Design mit einem zentralen Verdreheschutz in Form einer kerbenförmigen Ausnehmung. Das Implantat ist aufgrund seines Aufbaus für die transgingivale Einheilung bestimmt.

Im Inneren des Implantats befindet sich das eigentliche biokinetische Element. Der Implantatkopfanteil ist dabei über drei elastische Silikonringe im Implantatkörper gelagert und im Implantatkörper durch eine zentrale Schraube gesichert, sodass die Silikonringe unter Spannung stehen (Abb. 2). Der Abschluss zwischen dem Implantatkörper und dem Implantatkopf wird durch einen Titanring gewährleistet, der durch je eine Laserschweißnaht mit dem enossalen Implantatanteil und dem Implantatkopf zirkulär verbunden ist (Abb. 3). Die Schweißnaht wird dabei unter Vorspannung des Titanringes durchgeführt.

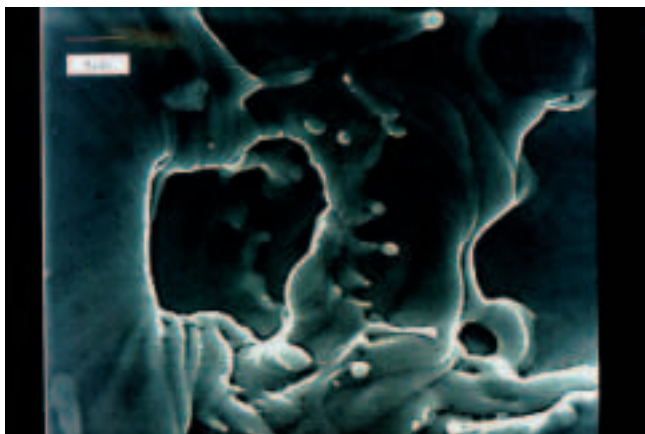


Abb. 1 Elektronenmikroskopische Aufnahme der laserbearbeiteten Implantatoberfläche mit typischen untersichgehenden Retentionsstrukturen und Schmelzperlen.

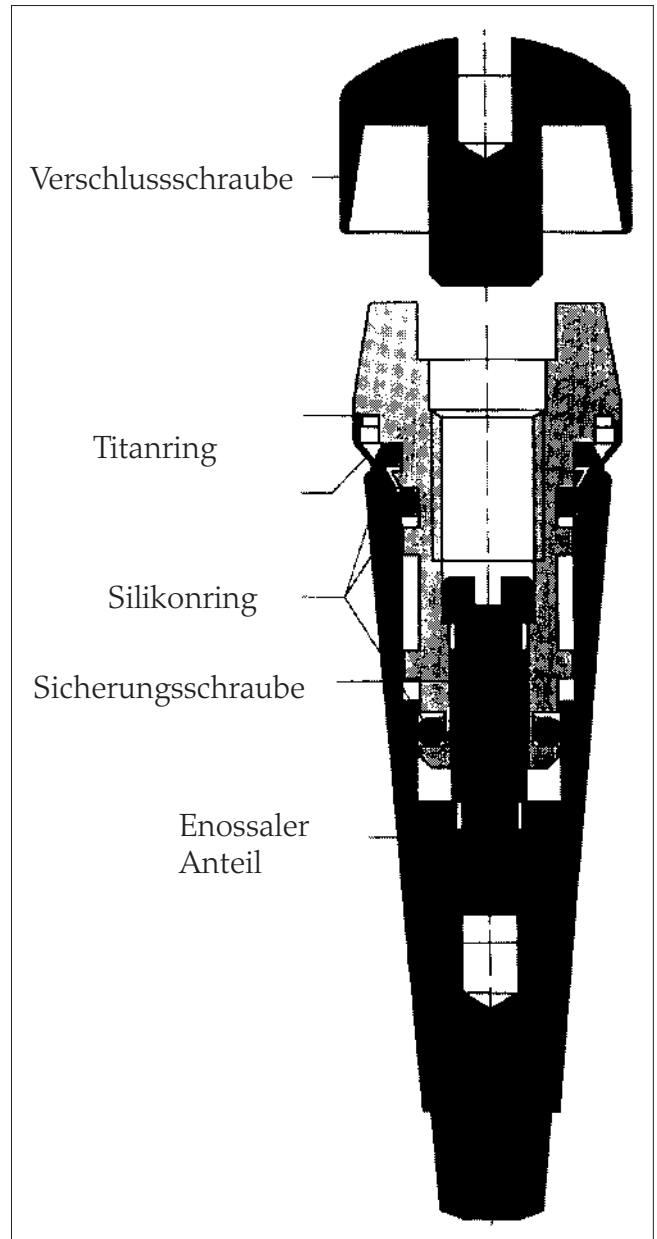


Abb. 2 Schemazeichnung des Aufbaus eines Mobilimplantats.

Das gesamte Dämpfungssystem ist in sich geschlossen.

Versuchsanordnung

Der Versuch wurde auf die Beantwortung von zwei Fragestellungen ausgelegt. Zunächst sollte das Resilienzverhalten des Mobilimplantats am Prüfstand ermittelt werden und anschließend ein Belastungstest durchgeführt werden, der Materialermüdungserscheinungen im Bereich des Titanrings oder der Laserschweißnaht – als vermeintlicher Locus minoris resistentiae – aufzeigen sollte.

In der ersten Prüfanordnung wurde zunächst das radiale und axiale Dämpfungsverhalten von 10 Mobilimplantaten ermittelt. Dazu wurden 10 Mobilimplantate der Länge 11 mm mit einem geraden konfektionierten Aufbauteil bestückt und in den Prüfstand eingespannt. Die Fixierung der Implantate erfolgte dabei durch die Verbolzung in einem konischen Bohrloch. Nach stabi-



Abb. 3 Elektronenmikroskopische Aufnahme des Implantathalsbereichs mit dem Titanring und den beiden Schweissstellen (Vergrößerung 80-fach).

ler Fixierung des Implantats wurde – zur Ermittlung der radialen Resilienz – ein definierter, variabel programmierbarer Kraftarm mit seinem zentralen Kraftstempel so positioniert, dass die Spitze des Kraftarms direkt mit dem koronalen Ende des geraden Implantataufbauteils in Verbindung stand. Durch die Programmierung des Kraftarms konnten definierte Kräfte zwischen 1 und 400 Newton (N) in Schritten von 1 N ausgeübt werden. Die durch die jeweilige Kraft bedingte Auslenkung der Spitze des geraden Implantataufbaus wurden durch eine Messuhr (Inerrapid®, MKE, Heidenreichstein, Österreich) festgehalten (Abb. 4). Zunächst erfolgte dabei die Zuordnung einer Implantat- bzw. Aufbauauslenkung (in μm) zur jeweilig eingesetzten Kraft. Anschliessend erfolgte die Festlegung bestimmter (geradzahliger) Auslenkungswerte und die Ermittlung der zugehörigen Kraftwerte. Der Kraftarm diente dabei gleichzeitig als Drucksensor. Die ausgeübte Kraft wurde so lange gesteigert, bis der vorgegebene Auslenkungswert erreicht war.

In einer weiteren Versuchsanordnung erfolgte die Vermessung des Resilienzverhaltens bei axialer Belastung. Dazu wurde der Kraftarm so installiert, dass er das Abutment zentral in Richtung des Implantatapex belastete. Wiederum erfolgte zunächst ein progressiver Belastungstest mit ansteigenden Kräften. Dabei wurde auch hier die Auslenkung der Abutmentspitze bei Belastungswerten zwischen 1 und 800 N in Schritten von 1 N festgehalten. Der zweite Teil dieses Tests ermittelte wiederum die entsprechenden Kraftwerte bei definierten Auslenkungswerten. Jeder Wert wurde dabei dreimal gemessen und der Mittelwert

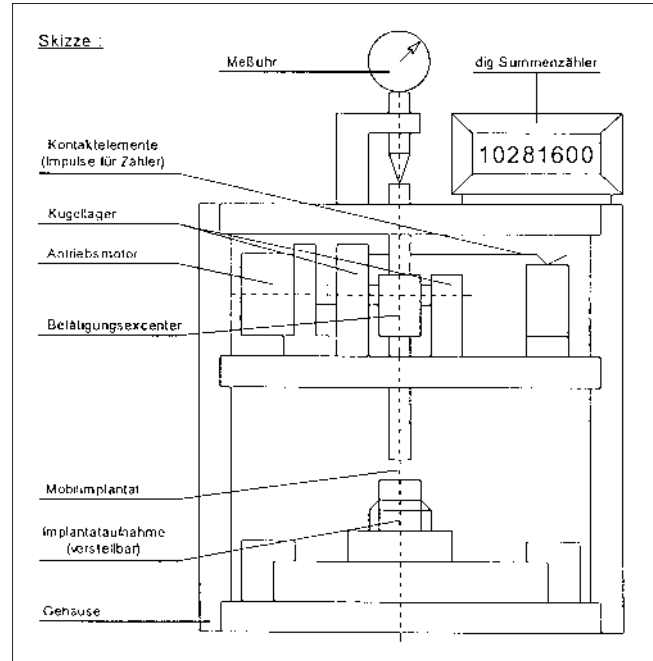


Abb. 4 Prüfstandanordnung zur Testung der Implantatresilienz.

aus allen drei Werten festgehalten.

Im Anschluss daran erfolgte der Materialermüdungstest im Sinne einer Lebensdauererfassung in der oben beschriebenen Versuchsanordnung. Dabei erfolgte zunächst eine Materialbelastung mit einem Axialweg von 30 μm an 10 Implantaten. Die Belastungen fanden dabei 12 Millionen Mal an jedem Implantat statt. Zur Testung der radialen Dauerbelastbarkeit wurden 12 Millionen Radialbelastungen mit einer Auslenkung von 100 μm an 10 weiteren Implantaten durchgeführt. Alle Mobilimplantate wurden vor dem Test elektronenmikroskopisch auf Mängel hin geprüft und waren frei von Schäden. Nach der Materialtestung erfolgte erneut eine elektronenmikroskopische Untersuchung (Leica Inc., Frankfurt a.M., Deutschland) der Implantathalsregion, um eventuelle Schäden wie Sprünge oder Bruchlinien des Titanrings oder der benachbarten Schweissnähte, festzustellen.

Resultate

Die Messung der axialen Auslenkungen des Mobilimplantats ergab ein progressives lineares Dämpfungsverhalten des Implantats. Dabei bedingen Kräfte zwischen 1 und 90 N Implantatauslenkungen zwischen 0,005 und 0,04 mm (Tab. I). Ab einer Kräfteinwirkung von mehr als 90 N zeigt sich ein deutlich ansteigender Kurvenverlauf. Ab diesem Zeitpunkt wurde nur durch erheblich höhere Kraftaufwendungen eine weitere Auslenkung des Implantats erreicht. Die Maximalauslenkung in axialer Richtung entspricht dabei 0,06 mm (Abb. 5).

Bei radialer Implantatbelastung ergaben sich zunächst grössere Auslenkungen bei geringeren Belastungen. Der Maximalwert der radialen Auslenkung lag dabei bei 0,16 mm und wurde bereits bei einer Kraft von 30 N erreicht (Tab. II). Bis zu diesem Wert zeigt sich auch hier eine annähernd lineare Regression der Kraft-Dämpfungsverteilung (Abb. 6).

Entsprechend dem Kraft-Weg-Diagramm besteht somit ein direkt proportionaler Zusammenhang zwischen der Kraft und der Implantatauslenkung im axialen und radialen Bereich. Die nöti-

Tab. I Kraftaufwendung zur Erzielung bestimmter Implantataufbauauslenkungen in axialer Richtung

Implantatnr.	Belastung [N] bei Auslenkungsbereich [mm]								
	0,005	0,01	0,015	0,02	0,025	0,03	0,035	0,04	mm
1	9	16	35	45	57	62	75	89	
2	10	21	61	80	92	97	101	105	
3	9	20	25	32	40	45	52	61	
4	10	22	35	52	68	75	87	97	
5	14	31	42	63	80	87	92	95	
6	9	20	52	62	72	78	82	87	
7	9	20	45	60	72	83	92	102	
8	10	20	25	35	52	61	75	88	
9	12	28	46	60	80	88	96	101	
10	10	19	31	42	54	65	71	74	
Durchschnitt	10,2	21,7	39,7	53,1	66,7	74,1	82,3	89,9	

ge Kraft zur Erreichung des gleichen Auslenkungsausmasses ist dabei bei axialer Belastung um ca. das Achtfache grösser als bei radialer Belastung. Die maximale Auslenkung im radialen Be-

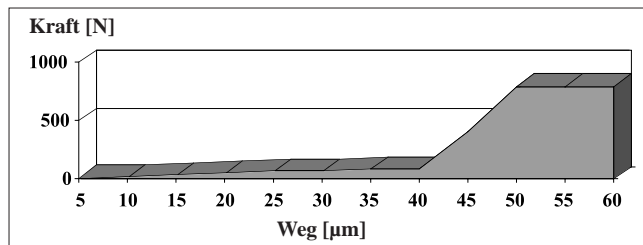


Abb. 5 Kraft-Weg-Diagramm bei axialer Belastung

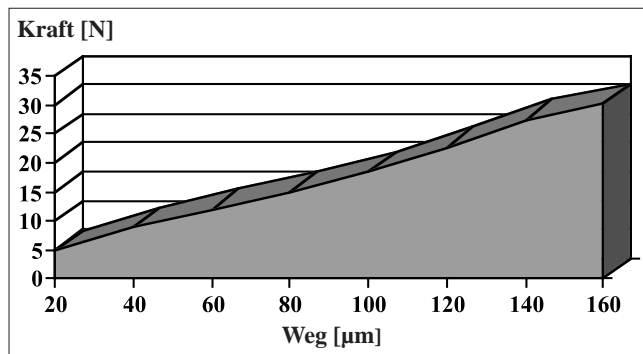


Abb. 6 Kraft-Weg-Diagramm bei radialer Belastung

reich ist zudem um den Faktor 3 grösser als bei axialer Belastung.

Die elektronenmikroskopische Untersuchung zur Lebensdauer-
testung ergab keine durch Materialermüdung bedingten Arte-
fakte nach 12 Millionen Belastungseinheiten im Implantathals-
bereich (Abb. 7).

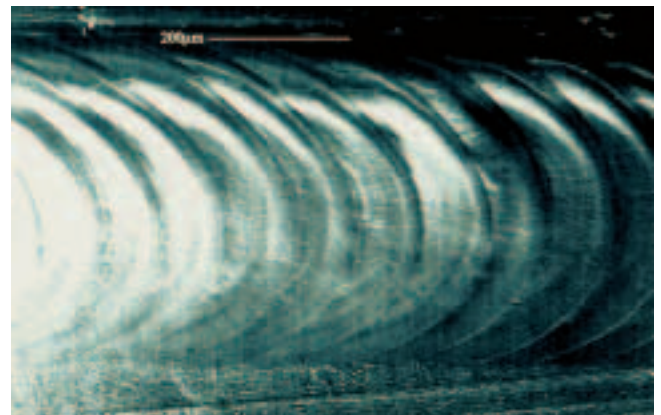


Abb. 7 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Schweißstelle zur Beurteilung von Brüchen oder Sprüngen als Folge von Materialermüdungserscheinungen (Vergrößerung 120-fach).

Tab. II Kraftaufwendung zur Erzielung bestimmter Implantataufbauauslenkungen in radialer Richtung

Implantatnr.	Belastung [N] bei Auslenkungsbereich [mm]								
	0,02	0,04	0,06	0,08	0,1	0,12	0,14	0,16	mm
1	3,5	6	9	12	14,5	19	24	27	
2	6	11	14	17	21,5	25	32	35	
3	4	7	10	13	17	20	23	25	
4	5	9	12	15	19	21	25	27	
5	5	10	13	16	19	22	28	31	
6	5,5	10	13	15	19	25	30	32	
7	4,5	9	12	14	18	24	30	32	
8	4	7,5	10,5	14	17	23	27	31	
9	5,5	9	13	16	19	24	30	32	
10	5	9	12,5	16,5	20	23	26	30	
Durchschnitt	4,8	8,75	11,9	14,85	18,4	22,6	27,5	30,2	

Diskussion

Die Verwirklichung eines natürlichen dentalen Resilienzverhaltens eines Implantats gehört zu den höchsten Zielen der dentalen Implantologie, da gerade bei der prothetisch kombinierten Versorgung dentaler Implantate mit natürlichen Zähnen unterschiedliche Belastungssituationen entstehen, die zu einem frühzeitigen Verlust eines dentalen Implantats führen können (SETZ et al. 1989). So scheinen sich die wesentlichen Merkmale des parodontalen und desmodontalen Gewebes und des periimplantären Gewebes deutlich zu widersprechen, da ein Zahn stets eine semielastische Verbindung zum Knochen zeigt (MÜHLEMANN 1960), während ein Implantat bei guter Einheilung direkten Kontakt zum Knochen aufweist und dadurch zunächst keine Rückstellung unter Belastung zeigt (BRANEMARK et al. 1977, PAPAVALIOU et al. 1996). Dadurch kommt es bei Implantaten zur direkten Kraftübertragung auf den Knochen (SKALAK 1985) und zu Mikrofrakturen bei Überlastungen (PAPAVALIOU et al. 1996). Die grössten Kräfte wirken dabei bei exzentrischen Implantatbelastungen (HOLMES et al. 1994) auf den Knochen ein. Dies kann zu ausgedehnten Knochenverlusten im periimplantären Bereich führen (ISIDOR 1997). Derartige «Stress forces» bzw. deren Kraftspitzen können durch modifizierte Implantatabutments abgefangen werden (KRAUT & KIRSCH 1993). Bisher wurden derartige Abutments in Form von interponierten Silikonkissen verwendet (KANTH 1971, KOCH 1976, KANTH 1982, KIRSCH 1983). Die Verwendung von Silikonkissen barg jedoch zwei wesentliche Probleme. So ergab sich zunächst bei einem freiliegenden Dämpfersystem eine gingivale Problematik (HILLENBURG 1991) aufgrund des direkten Kontakts zwischen Weichgewebe und Silikon, die nicht den Anforderungen einer inerten Implantat-Gewebekontaktzone entspricht (SCHROEDER 1988). Weiterhin wurden die Silikonkissen nur durch eine zentrale Fixierungsschraube in situ gehalten, die somit hohen Maximalbelastungen widerstehen musste und äusserst bruchgefährdet war (MCGLUMPHY et al. 1989, KANTH & GIELOFF 1990, OW & HO 1992, CUMMINGS & ARBREE 1995). Das hier demonstrierte neue Implantatsystem umgeht beide Probleme anderer Dämpfungssysteme durch die Integration des Dämpfungselements. Durch die Lagerung der Dämpfungseinheit im Inneren des Implantats konnte ein dem natürlichen Zahn ähnliches Resilienzverhalten geschaffen werden (MÜHLEMANN 1960), das geringe axiale und stärker ausgeprägte radiale Auslenkungen des Kronenteils zulässt und damit überwiegend lateral orientierte Überbelastungen (HOLMES et al. 1994) weitgehend egalalisieren kann. Im Wesentlichen zeigt sich bei Mobilimplantaten ein lineares Resilienzverhalten bei Kraftaufwendungen im physiologischen Kaukraftbereich. Das Ausmass der Kronenauslenkung ist dabei geringfügig höher als bei natürlichen Zähnen (MÜHLEMANN 1960). Dieses Dämpfungsverhalten wird neben der zentralen Silikondämpfung durch den vorgespannten Titanring mitbedingt, der gleichzeitig das Dämpfungssystem gasdicht gegenüber der Umgebung abschliesst und somit für die eigentliche Wartungsfreiheit sorgt. Aufgrund dieser Funktion des geschlossenen Systems und der Lagerung der Silikonringe in Kammern, konnte die Wartungsfreiheit dieses Systems gewährleistet werden, die sich durch die hohe Belastbarkeit im Dauerbelastungstest bestätigt. So kann die Wartungsfreiheit dieses Systems nur bei hoher Lebensdauer des Titanrings gewährleistet werden. Dieser erwies sich in einem Belastungsmuster, das 1000 Belastungen pro Tag während 32 Jahren entsprach, als höchst stabil und erfüllte somit die Kriterien der Wartungsfreiheit auch im Langzeitversuch. Somit konnte die Problematik der Wartung

von Stossdämpferelementen (KANTH & GIELOFF 1990) und die Schwierigkeit der Entfernung gebrochener Dämpfer und Fixierungsschrauben (MCGLUMPHY et al. 1989, OW & HO 1992) bei dem hier getesteten System vermieden werden. Da eine gleichbleibende Dämpfungssituation bei Mobilimplantaten zudem auch die häufig bei technischen Arbeiten auftretenden kleinen Spannungen (SETZ et al. 1989) minimiert und ebenfalls eine dem natürlichen Zahn vergleichbare Resilienz aufweist, erfüllt das getestete Implantat die Anforderungen an ein dentales Implantat auch im Implantathalsbereich und besitzt die Resilienzfähigkeiten, die es zum Einsatz prothetischer Versorgungen in Kombination mit natürlichen Zähnen prädisponieren. Dabei muss jedoch kritisch angemerkt werden, dass trotz ungenauer Passung der Suprakonstruktion im Toleranzbereich von 100 µm häufig keine erhöhte Inzidenz periimplantärer Knocheneinbrüche feststellbar ist (JEMT & BOOK 1996). Zudem beschreiben andere Autoren keine Erhöhung der Misserfolgsrate bei Kombination von dentalen Implantaten mit natürlichen Zähnen bei korrekter prothetischer Versorgung (OLSSON et al. 1995, GUNNE et al. 1999). Somit wird sich der tatsächliche Vorteil eines dentalen Implantates mit integriertem Dämpfungselement erst anhand der folgenden klinischen Untersuchungen zeigen.

Schlussfolgerungen

Bei dem hier getesteten Implantat handelt es sich um ein Titanimplantat mit einem integrierten Dämpfungssystem, das ein progressives Resilienzverhalten bei axialer und radialer Belastung zeigt. Dieses Dämpfungsverhalten entspricht in seinem typischen Kurvenverlauf dem Resilienzverhalten des natürlichen Zahns mit einem linearen Resilienzverhalten im unteren Kaukraftbereich und progressiver Zunahme der Dämpfung bei stärkerer Belastung. Durch zwei Laserschweissungen an einem semielastischen Titanring konnte der enossale Implantatanteil mit dem Implantatkopf verbunden werden und dadurch das zentrale Dämpfungselement gegenüber der Umgebung abgeschlossen werden. Dieser Implantatübergangsbereich zeigte sich nach Langzeitbelastung als höchst stabil und konnte somit die Wartungsfreiheit des Systems garantieren.

Summary

GAGGL A, SCHULTES G: **Shock absorption of titanium implants with integrated maintenance-free bio-kinetic elements** (in German). Acta Med Dent Helv 5: 140–146 (2000)

Good functional properties are essential in dental implantology. Bio-kinetic elements are imitating dental resilience. In this study a new kind of implants with maintenance-free shock-absorbing elements was introduced and their bio-mechanic properties were tested.

The mobile implant (SIS Inc., Klagenfurt, Austria) is a self cutting conical screw implant with an integrated bio-kinetic element. The shock absorber is a central part of the implant and a titanium ring obturates the shock absorbing unit in the implant. The resilience of the implant was tested by axial and eccentric loading in a special testing unit. Furthermore a survival test of the elastic titanium ring in the most exposed cervical part of the implant was performed. The region was examined by scanning electron microscopy after 12 million loading cycles in the axial and radial direction. A progressive shock absorption was registered during radial and axial loading. The maximum movements were 0,06 mm in the axial and 0,16 mm in the radial direction. No signs of material destruction were seen in the electron mi-

croscopic analysis. Thus a maintenance-free bio-kinetic implant with progressive shock absorbing qualities is presented.

Résumé

De bonnes conditions fonctionnelles sont essentielles en implantologie dentaire et dans ce contexte, les éléments bio-cinétiques doivent servir à imiter la résilience dentaire. Un nouveau type d'implant a été utilisé dans l'étude présente avec éléments amortisseurs intégrés, et ne nécessitant aucune maintenance. Ses propriétés bio-mécaniques ont été testées. Cet implant mobile (SIS Inc., Klagenfurt, Autriche) se présente sous forme d'une vis conique autotaraudante avec élément bio-cinétique intégré. Le dispositif amortisseur constitue la partie centrale de l'implant, protégé par un anneau en titane. La résilience de 10 implants a été testée par une mise en charge axiale et excentrique dans une unité de test spéciale. En plus, il a été procédé à un test de survie de l'anneau élastique en titane, situé dans la partie cervicale la plus exposée de l'implant. Cette région a été examinée au microscope électronique à balayage après avoir subi 12 millions de cycles de mise en charge dans les directions axiale et radiale. Un effet amortisseur progressif a été observé durant ces mises en charge. Les mouvements extrêmes étaient de 0,06 mm en direction axiale et de 0,16 mm en direction radiale. Aucun signe de destruction matérielle n'a été observé lors de l'analyse au microscope électronique à balayage. En conclusion, un implant bio-cinétique a été présenté possédant une propriété amortissante progressive et ne nécessitant aucune maintenance.

Literaturverzeichnis

- ALBREKTSSON T, BRANEMARK P L, HANSSON H A, SKALAK R: The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in the bone. *Ann Biomed Eng* 11: 1–13 (1983)
- BATZER R, LIU Y, COCHRAN D L, SZMUCKLER-MONCLER S, DEAN D D, BOYAN B D, SCHWARTZ Z: Prostaglandins mediate the effects of titanium surface roughness on MG63 osteoblast-like cells and alter cell responsiveness to 1 alpha, 25-(OH) 2D3. *J Biomed Mater Res* 41: 489–496 (1998)
- BRANEMARK P I, HANSSON B O, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O, OHMAN A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 11: 1–8 (1977)
- COLE B J, BOSTROM M P, PRITCHARD T L, SUMNER D R, TOMIN E, LANE J M, WEILAND A J: Use of bone morphogenetic protein 2 on ectopic porous coated implants in the rat. *Clin Orthop* 345: 219–228 (1997)
- CUMMINGS J, ARBREE N S: Prosthodontic treatment of patients receiving implants by predoctoral students: five year follow up with the IMZ system. *J Prosthetic Dent* 74: 56–61 (1995)
- DENISSEN H, VAN BEEK E, VAN DEN BOS T, DE BLIECK J, KLEIN C, VAN DEN HOOFF A: Degradable bisphosphonate-alkaline phosphatase-complexed hydroxyapatite implants in vitro. *J Bone Miner Res* 12: 290–297 (1997)
- GAGGL A, SCHULTES G, MÜLLER W D, KÄRCHER H: Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces – a comparative study. *Biomaterials* 21: 1067–1073 (2000)
- GUNNE J, ASTRAND P, LINDH T, BORG K, OLSSON M: Tooth implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont* 12: 216–221 (1999)
- HAN C H, JOHANSSON C B, WENNERBERG A, ALBREKTSSON T: Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin Oral Implant Res* 9: 1–10 (1998)
- HILLENBURG K L, KOSINSKI T F, MENTAG P J: Control of peri-implant inflammation. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 3: 11–16 (1991)
- HOLMES D C, HAGANMAN C R, AQUILINO S A: Deflection of suprastructure and stress concentrations in the IMZ implant system. *Int J Prosthodont* 7: 239–243 (1994)
- ISIDOR F: Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implant Res* 8: 1–9 (1997)
- JEMT T, BOOK K: Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(5): 620–625 (1996)
- KANTH L: The cast (intramobile) screw implant. *DZZ* 25: 465–467 (1971)
- KANTH L: Titanium plasma coated intramobile conical implants. *ZWR* 91: 42–46 (1982)
- KANTH L, GIELOFF B: Innovative system for overlay denture therapy. *ZWR* 99: 262–266 (1990)
- KIRSCH A: The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol* 11: 197–202 (1983)
- KOCH W L: Two phasic endosseous implantation of intramobile cylindrical implants I. *Quintessenz* 27: 23–27 (1976)
- KRAUT R A, KIRSCH A: Practical stress absorption by means of modified abutments. Case presentations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 5: 67–72 (1993)
- MÜHLEMANN H R: 10 years of tooth-mobility measurements. *J Periodont* 31: 110–115 (1960)
- MCGLUMPHY E A, CAMPAGNI W V, PETERSON L J: A comparison of stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 62: 586–591 (1989)
- OLSSON M, GUNNE J, ASTRAND P, BORG K: Bridges supported by free standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 6: 114–121 (1995)
- OVERGAARD S, LIND M, GLERUP H, BUNGER C, SOBALLE K: Porous-coated versus grit-blasted surface texture of hydroxyapatite-coated implants during controlled micromotion: mechanical and histomorphological results. *J Arthroplasty* 13: 449–458 (1998)
- OW R K, HO K H: Retrieval of the resilient element in an osseointegrated implant system. *J Prosthet Dent* 68: 93–96 (1992)
- PAPAVASILIOU G, KAMPOSIOIRA P, BAYNE S C, FELTON D A: Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support. *J Prosthetic Dentistry* 76: 633–637 (1996)
- PEBE P, BARDOT R, TRINIDAD J, PESQUARA A, LUCENTE J, NISHIMURA R, NASR H: Countertorque testing and histomorphometric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study. *Implant Dent* 6: 256–265 (1997)
- PIATELLI A, SCARANO A, DI ALBERTI L, PIATELLI M: Histological and histochemical analyses of acid and alkaline phosphatase around hydroxyapatite-coated implants: a time course study in rabbit. *Biomaterials* 18: 1191–1194 (1997)
- SCHROEDER A: Gewebereaktionen. In: SCHROEDER A, SUTTER F, KREKELER G (Hrsg.): *Orale Implantologie*. Thieme Verlag Stuttgart (1988)
- SETZ J, KRAMER A, BENZING U, WEBER H: Complete dentures fixed

- on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 107–111 (1989)
- SKALAK R: Biomechanische Betrachtungen. In: BRANEMARK P I, ZARB G A, ALBREKTSSON T: *Gewebeintegrierter Zahnersatz*. Quintessenz Verlag Berlin (1985)
- STEFLIK D E, CORPE R S, LAKE F T, YOUNG T R, SISK A L, PARR G R, HANES P J, BERKERY D J: Ultrastructural analyses of the attachment zone between bone and implanted biomaterials. *J Biomed Mater Res* 39: 611–620 (1998)
- SUTHERLAND D S, FORSHAW P D, ALLEN G C, BROWN I T, WILLIAMS K R: Surface analysis of titanium implants. *Biomaterials* 14: 893–899 (1993)
- WENNERBERG A, HALLGREN C, JOHANSSON C, DANELLI S: A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implant Res* 9: 11–19 (1998)
- WIE H, HERO H, SOLHEIM T: Hot isostatic pressing-processed hydroxyapatite-coated titanium implants: light microscopic and scanning electron microscopic investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 837–844 (1998)