

H. Deppe¹, H.H. Horch¹, Ch. Pautke¹, M. Brokate², J. Ch. Wehrstedt², F. Kneissl², Th. Miethke³, E. Steinhauser⁴

Entwicklung bakteriendichter Fügestellen für die zahnärztliche Implantologie

Periimplantäre Entzündungen stellen neben mechanischer Überlastung des Implantat-Knochen-Verbundes die Hauptursache für den Verlust zahnärztlicher Implantate dar. Zur Vermeidung periimplantärer Infektionen ist daher eine Minimierung mikrobiell besiedelter Spalträume anzustreben. Ziel der im Teilprojekt B 2 des Sonderforschungsbereichs 438 der Deutschen Forschungsgemeinschaft durchgeführten mathematischen Modellierung war es, mittels mathematischer Verfahren hermetisch bakteriendichte transgingivale Verbindungsteile zum Implantatkörper (Abutment) zu entwickeln. Mit Hilfe der rechnergestützt ermittelten Geometrie des neuen Transgingivalteils konnten Sonderbauteile für eine mikrobiologische Dichtigkeitsprüfung angefertigt werden. Diese Überprüfung zeigte eine statistisch hochsignifikant bessere mikrobiologische Dichtigkeit der neuen Sonderbauteile im Vergleich zu den konventionellen Transgingivalteilen.

Schlüsselwörter: Shape Memory Alloys, Implantologie, Abutment

Development of gap-free abutments in implant dentistry

It has often been stated that implant-supported superstructures should have a perfect marginal fit. However, bacterial leakage is well known even between prefabricated abutment structures. Therefore, the aim of the present study was to use shape memory alloys in this indication. Based on a mathematical model, abutment prototypes were fabricated. To simulate static and dynamic load in the mouth, biomechanical loading was performed in vitro. Before and following mechanical loading, microbiological studies were performed. Cultures showed statistically significant better results of the new abutments as compared to the original system. From these results it may be concluded that shape memory alloys are of value also in

implant dentistry. However, further studies are necessary to document the clinical purpose of these new abutments.

Keywords: shape memory alloys, implant dentistry, abutment

1 Einleitung

Aufgrund der stets vorhandenen bakteriellen Besiedelung der Mundhöhle sind Zähne und Implantate von entzündlichen Veränderungen bedroht [5]. Neben einer konsequenten Mundhygiene besteht daher eine sinnvolle Prophylaxemöglichkeit in der Elimination konstruktionsbedingter Spalträume [4, 11]. Wegen der geringen Größe der relevanten Keime von ca. 1 µm sind die Implantatverbindungselemente in einer derartigen Genauigkeit anzufertigen, welche darüberhinaus unter den hohen mechanischen und thermischen Lastwechseln in der Mundhöhle bakteriendicht bleiben müssen.

Eine Optimierung der Fügestelle ist durch eine mathematische Simulation der Abutmentverbindung zu erwarten. Im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 438 der Deutschen Forschungsgemeinschaft wurde zunächst ein mathematisches Modell des Unterkiefers angefertigt (Abb. 1, 2) [8], in welches das neue Abutment implementiert werden konnte. Für die technische Realisierung des Abutments erscheint die Verwendung von Shape-Memory-Alloys (SMA) besonders interessant, welche in der Technik zur hermetisch-fugenlosen Verbindung von Röhren eingesetzt werden [1, 9, 10]. Diese Fähigkeit könnte die angestrebte bakteriendichte Verbindung zwischen Implantat und Abutment ermöglichen.

Shape-Memory-Legierungen werden zur Gruppe der Adaptiven Materialien gezählt [1]. Derartige Werkstoffe zeigen einen ausgeprägten Formgedächtniseffekt, der auf austenitisch-martensitischen Phasenübergängen in der Kristallstruktur beruht. Durch thermische Einflüsse oder mechanische Kräfte lassen sich diese Phasen ineinander überführen. In der klinischen Realität kann man dies wie folgt verdeutlichen: Bei einer definierten Temperatur werde ein ebenes, glattes Stück Blech aus Shape-Memory-Alloy geknickt. Jenseits einer ebenfalls definierten Schwellentemperatur wechselt dann das Blech plötzlich wieder in die ursprüngliche ebene, glatte räumliche Konfiguration zurück. Dieser Knickvorgang beruht auf dem o. g. Phasenübergang in der Legierung und kann daher beim definierten Temperaturdurchgang beliebig oft wiederholt

¹ Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, (Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. H.-H. Horch)

² Lehrstuhl für Numerische Mathematik und Steuerungstheorie (Leiter: Univ.-Prof. Dr. M. Brokate)

³ Institut für Medizinische Mikrobiologie und Hygiene (Direktor: Univ.-Prof. Dr. H. Wagner)

⁴ Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie (Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)
Klinikum rechts der Isar 1, 3, 4 der Technischen Universität München 1-4, Ismaninger Str. 22, 81675 München

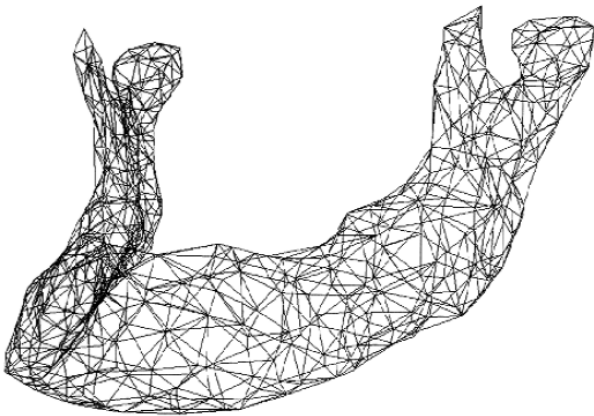


Abbildung 1 Mathematische FE-Modellierung eines zahnlosen Unterkiefers (Software FeliCs, TUM)

Figure 1 *Mathematic modelling of an edentulous mandibula with means of finite element analysis (Software: FeliCs, University of Technology, Munich)*

werden, ohne zu einer Materialermüdung zu führen. Damit hat die Über- bzw. Unterschreitung einer bestimmten Schwellentemperatur eine gänzlich andere physikalische Ursache als die seit langem bekannte Unterkühlung von Konusverbindungen des Ankylos-Systems [11]. Bei letzterem wird neben der Konusform insbesondere die thermische Expansion des Konus im körperwarmen enossalen Implantatteil für die Abdichtung wirksam. Shape-Memory-Alloys durchlaufen hingegen bei geeigneten Temperaturdurchgängen Phasenübergänge der Kristallstruktur, wodurch zwei röhrenförmige Bauteile eine hermetisch dichte Verbindung erhalten.

Shape-Memory-Alloys werden seit vielen Jahren in der Kieferorthopädie [2, 8] und in der Medizin für intraluminale Stents [10, 16] erfolgreich verwendet. Ebenso wurde die Einsetzbarkeit dieser Materialien zur Anastomosierung von Gefäßen beschrieben [6]. Aufgrund ihrer hervorragenden Korrosionsbeständigkeit und biologischen Verträglichkeit eignen sich unter den Shape-Memory-Alloys insbesondere die Nickel-Titan-Legierungen für medizinische Anwendungen, sogar bei Nickelallergikern [3].

2 Material und Methode

2.1 Mathematische Simulation eines Abutments

Die Entwicklung und der Einsatz neuartiger Implantate kann vereinfacht und beschleunigt werden, indem deren Eigenschaften material- und geometrieabhängig mathematisch-numerisch simuliert werden. Den Eigenschaften von SMAs entsprechend wurden zwei Temperaturbereiche simuliert, nämlich ein niedriger, der während des Ein- oder Ausbaus angewendet wird und bei etwa Null Grad liegt sowie ein hoher Temperaturbereich, der Gebrauchszustand des Abutments, der in der Größenordnung der Körpertemperatur anzusiedeln ist. Im hohen Temperaturbereich liegt überwiegend ein Austenit-Zustand vor, im niedrigen Tem-



Abbildung 2 Mathematische Simulation einer Belastung im Kinnbereich (rechts) und nachfolgender Druckaufbau am Collum mandibulae (links)

Figure 2 *Simulation of loading the right hand side of the mandible with resulting pressure in the left hand sided collum mandibulae*

peraturbereich dagegen eine starke Martensitkonzentration. Mit dem Temperaturübergang sind auch Dimensionsänderungen verbunden. Im Niedertemperaturzustand ist das Abutment kleiner als im Hochtemperaturzustand. Bringt man ein unterkühltes Abutment in den enossalen Implantatteil, ist noch keine kraftschlüssige und bakterieundichte Verbindung zwischen den beiden Bauteilen vorhanden. Die anschließende Erwärmung im Körper führt jedoch zu einer Phasenumwandlung und das Abutment dehnt sich aus, wodurch der Spaltraum zwischen Implantat und Abutment hermetisch verschlossen wird.

Zur Entfernung des Abutments ist dieses wieder zu unterkühlen, damit sich die Austenitschichten wieder in Martensit umwandeln und die Spannung zwischen Implantat und Abutment aufgehoben wird. Im Falle schraubenförmiger Abutments kann anschließend die Gewindeverbindung gelöst werden.

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein vereinfachtes Modell eines Abutments simuliert. Dabei wurde auf folgende Probleme ein besonderer Stellenwert gelegt:

- A Das Abutment darf sich nicht selbständig lösen (z. B. bei Genuss sehr kalter Speisen und Getränke)
- B Das Abutment muss eine Lösung vom enossalen Implantatteil ermöglichen, ohne die Osseointegration zu schädigen
- C Der Spaltraum zwischen Implantat und Abutment muss hermetisch dicht verschlossen sein
- D Der Anpressdruck zwischen Abutment und Implantat darf nicht zur mechanischen Beschädigung der beiden Bauteile führen.

Für die Simulation wird angenommen, dass das Abutment aus einer unendlich starren Schraube besteht, um die ein Zylindermantel aus einem SMA führt. Der Zylindermantel wird nun durch externe Kräfte und die Temperatur so gesteuert, dass untersucht werden kann, ob das modellierte Abutment den genannten Anforderungen genügt.



Abbildung 3 Schematische Darstellung des neuen Transgingivalteils (Prototyp)

Figure 3 Prototype of a new developed abutment made of a shape memory alloy

Die Eigenschaften von Formgedächtnismaterialien sind seit längerem Gegenstand umfangreicher Untersuchungen. Das Modell von Seelecke und Müller [14] geht vom möglichen Vorhandensein dreier Grundkonfigurationen (= Phasen) Austenit A, Martensit M⁺ und Martensit M⁻ in einer räumlich eindimensionalen Konfiguration aus und beschreibt die Übergänge zwischen diesen Phasen durch ein System gewöhnlicher Differentialgleichungen für die Phasenfraktionen

$$0 \leq x_+, x_-, x_A \leq 1, \quad x_+ + x_- + x_A = 1$$

(zunächst im monokristallinen Fall) in der Form

$$x_+ = x_A p^{A+} - x + p^{+A}, \quad x_- = x_A p^{A-} - x + p^{-A}$$

Hierbei hängen die Koeffizienten p^{A+} , p^{+A} , p^{A-} und p^{-A} von der Temperatur T und der Scherspannung τ ab. Die genaue Form dieser Abhängigkeit wird mit Methoden der statistischen Thermodynamik hergeleitet [14]. Den Phasenfraktionen werden wiederum einzelne Scherdehnungen zugeordnet, es ergibt sich eine resultierende Scherdehnung γ . Der im realen Bauteil vorliegende polykristalline Zustand wird modelliert durch die Annahme einer Mikrostruktur, deren einzelne Bereiche durch einen Winkel α zur Hauptspannungsrichtung charakterisiert werden. Einer gegebenen Hauptnormalspannung σ werden nun Scherspannungen

$$\tau(\alpha) = \sigma \sin(\alpha) \cos(\alpha)$$

zugeordnet, daraus wie oben dargestellt Scherdehnungen $\gamma(\alpha)$ gewonnen und schließlich durch Integration über die einzelnen Bereiche der Mikrostruktur eine (Gesamt-) Dehnung γ berechnet. Auf diese Weise ist es möglich, zu beliebig vorgegebenem zeitabhängigem Temperatur- und Hauptnormalspannungsverlauf $T = T(t)$, $\sigma = \sigma(t)$ die zeitabhängige Längenänderung bzw. (bei erzwungener Länge) die zeitabhängige Druckkraft (= Normalspannung) am Rand des Bauteils zu berechnen, sofern man gewisse (geometrie- und damit bauteilunabhängige) Materialdaten des

verwendeten SMA kennt. Die Implementation dieses Modells [8] beruht auf einer vereinfachten Version [12]. Die Zylinderwand des Implantates wird durch parallele Drähte simuliert, deren Länge der Zylinderhöhe und deren Summe der Querschnitte dem Zylinderquerschnitt entspricht. Zur Lösung der Differentialgleichungen wird die Matlab-Routine ode23s.m benutzt, welche ein linear-implizites Runge-Kutta-Verfahren (Rosenbrock-Verfahren) implementiert.

Für das Abutment werden zwei Simulationen durchgeführt. Bei der ersten Simulation wird nachgerechnet, ob der Anpressdruck zwischen Abutment und Implantat nach Einbau und Erwärmung groß genug ist, dass die erzeugte Konfigurationsänderung und dadurch hervorgerufene Reibungskraft zwischen den Bauteilen ein selbstständiges Lösen verhindert. Hierzu wird als Ausgangskonfiguration eine 100 % Martensit-Struktur angenommen und die verkürzte Länge des Mantels berechnet. Nun wird die Länge konstant gehalten und eine gleichzeitige Erwärmung des Abutments simuliert. Dadurch entsteht ein Druck im Abutment, der den Mindestanpressdruck überschreiten muss.

In einer zweiten Simulation wird untersucht, wie weit das Abutment vor dem Einbau infolge der Unterkühlung verkleinert werden muss, damit der Anpressdruck nicht zu einer Zerstörung des Implantates führt. Hierzu wird ein Intervall vorgegeben, in dem der Anpressdruck in situ liegen soll.

Ein Simulationszyklus besteht nun aus einem Stauchen des Abutments mit einer externen Kraft bei einer so hohen Temperatur, dass eine reine Austenitphase vorliegt. Anschließend wird das Abutment abgekühlt und die externe Kraft entfernt. Nun wird das plastisch verformte Abutment kräftefrei eingesetzt und unter Beibehaltung der Einbaulänge erwärmt. Zuletzt wird der resultierende Anpressdruck errechnet.

Mittels einer Bisektionsmethode wird nun die externe Kraft so verändert, bis der Anpressdruck im Toleranzintervall liegt. Eine Konvergenz der Bisektion ist dadurch gegeben, dass in der ersten Simulation der Mindestanpressdruck als erreicht errechnet wurde. Allerdings wurde keine weitere Monotonieuntersuchung zwischen externer Kraft und Anpressdruck durchgeführt, so dass über die Eindeutigkeit der Lösung keine Aussage getroffen werden kann.

Im letzten Schritt wurde der Ausbau des Abutments simuliert. Hierzu wird das Abutment wieder abgekühlt und der dadurch reduzierte Anpressdruck berechnet.

2.2 Simulationsbasierte Anfertigung von Prototypen

Zur Vereinfachung des unter 2.1 dargestellten mathematischen Aufwands eignen sich insbesondere geometrisch einfach konstruierte Implantatsysteme. Daher wurde für die vorliegende Untersuchung das IMZ-Implantat (Firma Friadent GmbH, D-Mannheim) ausgewählt. Mit folgenden Größen wurde dabei der Vorbereitungs- und der Einbauvorgang beispielhaft simuliert:

Länge des Zylindermantels:	8,0 mm
Innendurchmesser Zylindermantel:	5,0 mm

Außendurchmesser Zylindermantel:	6,0 mm
Querschnitt des Zylindermantels:	8,635 mm ²
Anfangsverteilung des Zylindermantels:	$x_+ = 0, x_- = 0, x_A = 1$
Anfangstemperatur des Zylindermantels:	350 K
Temperatur Abkühlphase Einbau:	270 K
Temperatur bei Einbau:	310 K
Temperatur bei Ausbau:	270 K
Minimaler Anpressdruck:	108 Nm ⁻²

In Zusammenarbeit mit den Firmen Dentsply Friadent (Fa. Friadent GmbH, D-Mannheim) und Euroflex (Fa. Euroflex GmbH, D-Pforzheim) konnten 30 Sonderbauteile für die nachfolgende mikrobiologische Dichtigkeitsprüfung angefertigt werden (Abb. 3). Als Material wurde eine bekannte NiTi-Legierung verwendet (Nitinol, Fa. Euroflex GmbH, D-Pforzheim) [2, 16]. Die Gewindegänge des Sonderbauteils wurden dabei unterkühlt gefräst, so dass durch den Formgedächtniseffekt erst nach Unterkühlung und Verschraubung des Sonderbauteils im Implantat eine formschlüssige fugenlose Verbindung erfolgte.

2.3 Statische und dynamische Belastung der Prototypen

Die Prototypen der Verbindungsteile wurden am biomechanischen Prüfstand des Sonderforschungsbereichs 438 einer statischen und dynamischen Belastung unterworfen, um eine Simulation des Kauaktes zu ermöglichen. Dabei wurde in vertikaler Richtung eine Kraft von 300 N mittels eines Stempels aufgebracht, während die Scherbelastung mit 200 N erfolgte. Insgesamt wurde jede Kraftkomponente eine Million-mal pro Prototyp ($n = 30$) aufgebracht.

2.4 Mikrobiologische Untersuchungen zur Verbindungsdichtigkeit

Zur Überprüfung der mikrobiologischen Dichtigkeit wurde eine institutsüblich hergestellte Sporenlösung von *E. coli* verwendet mit 5×10^5 kolonienbildenden Einheiten pro Milliliter Lösung (CFU colony forming units).

Aus dieser Lösung wurden jeweils 3 μ l in das Zentrum von insgesamt 60 sterilen Originalimplantaten pipettiert. Die 30 als Kontrollen verwendeten Implantate wurden unter sterilen Bedingungen mit originalen und sterilisierten Transgingivalteilen des IMZ-Systems verschlossen. Anschließend wurden die 30 Prototypen mittels CO₂-Schnee jeweils auf -40° C unterkühlt und unter sterilen Kautelen in das Originalimplantat eingeschraubt.

Alle 60 Proben wurden für insgesamt sieben Tage in Einzelbehältern mit einer institutseigen hergestellten Nährlösung eingebracht. Danach wurde die Nährlösung abgeimpft und auf ihren Gehalt an Keimen untersucht.

Diese mikrobiologische Untersuchung erfolgte vor und nach der biomechanischen Belastung.

2.5 Statistik

Zur Testung der statistischen Signifikanz bezüglich der Verbindungsdichtigkeit wurde der χ^2 -Hypothesentest her-

angezogen. Dabei wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$ als statistisch signifikant angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Mathematische Modellierung der Abutment-Kompression

Vor dem Einschrauben in das Implantat wird das Transgingivalteil unterkühlt. In der Mundhöhle erwärmt sich das Transgingivalteil wieder, so dass durch den einsetzen- den Formgedächtniseffekt eine fugenlose formschlüssige Verbindung von Implantat und Sonderbauteil eintritt. Bei Verwendung der unter 2.2 genannten Materialparameter wurde ein Anpressdruck von $2,0 \times 10^8$ Nm⁻² errechnet, d. h. dass das simulierte Abutment den Anforderungen genügt. Vor dem Einbau ist eine Vorspannkraft von 1,9 kN erforderlich. Diese wird durch die Unterkühlung erreicht. Nach dem Abkühlen beträgt der Anpressdruck $1,3$ Nm⁻², d. h. das Abutment lässt sich wieder problemlos lösen.

3.2 Prototypen von Transgingivalteilen aus Formgedächtnismaterial

Das neue Transgingivalteil aus Formgedächtnismaterial zeigt äußerlich keine Unterschiede zu konventionellen Transgingivalteilen aus Titan Grade 2 (Reintitan). Durch die spanabhebende Bearbeitung bei -40° C (= Gewin- deschneiden) weist das Gewinde aber bei Mundhöhlentem- peratur eine geringere Steilheit auf.

3.3 Mikrobiologische Dichtigkeitsüberprüfung

Die mikrobiologische Dichtigkeitsüberprüfung der Proto- typen zeigte vor der biomechanischen Belastung weder bei den konventionellen noch den neuen Proben *E. coli* in der Nährlösung. Die mikrobiologische Dichtigkeitsüberprüfung erbrachte dagegen nach der biomechanischen Belastung fol- gendes Ergebnis: Während bei den neuen Sonderbauteilen aus der verwendeten NiTi-Legierung nur in einem Fall *E. coli* in der Nährlösung nachweisbar war, fanden sich sieben bei den konventionellen Implantatverbindungen (Tab. 1). Damit ist die mikrobiologische Dichtigkeit der Sonderbauteile gegenüber dem konventionellen System statistisch hochsig- nifikant bewiesen ($p \leq 0,05$) (Tab. 2).

4 Diskussion

Hohlräume und Spalten zwischen Implantat und Auf- bauteil können als bakterielles Reservoir wirken und eine Entzündung des periimplantären Gewebes verur- sachen [5]. Die Fügestelle zwischen Implantat und Abutment wurde bislang von den Herstellern überwie- gend unter dem Aspekt der Lasteinleitung betrachtet und entsprechend unter möglichst günstigen mechani- schen Gesichtspunkten konstruiert. Dabei lassen sich interne und externe polygonale Steckverbindungen von konusförmigen Verankerungen unterscheiden. Allen

Abutmenttyp	Vor biomechanischer Belastung	Nach biomechanischer Belastung
30 IMC DH 4 (IMZ)	Alle steril	7 mal E. coli positiv
30 Prototypen	Alle steril	1 mal E. coli positiv

Tabelle 1 Mikrobiologische Untersuchung der Verbindungsdichtigkeit. Während beide Abutmenttypen vor der biomechanischen Belastung nach sieben Tagen in der Nährlösung keine Kontamination mit E. coli zeigten, war bei sieben Originalteilen nach der biomechanischen Belastung E. coli nachweisbar und nur bei einem Prototyp.

Table 1 Microbiological results of the connection. Without biomechanical loading, both types of abutments showed no release of E. coli. In contrast, following biomechanical loading, original abutments showed release of bacteria.

gemeinsam ist jedoch die Fixierung durch eine zentrale Halteschraube, die durch definierte Torques eine mechanisch und mikrobiologisch dichte Verbindung gewährleisten soll.

Die in der Literatur vorliegenden Ergebnisse belegen aber, dass insbesondere die mikrobiologische Dichtigkeit bei den derzeit verfügbaren Implantatsystemen nicht gegeben ist. Jansen et al. [7] untersuchten die Verbindungsdichtigkeit von neun Implantatsystemen mittels der Penetration eines Testkeimes (*Escherichia coli*) von innen nach außen. Zudem wurden die Randspaltbreiten rasterelektronenmikroskopisch (REM) bestimmt. Hierbei lagen Randspaltbreiten von bis zu maximal 10 µm vor. Obgleich Konusverbindungen im mikrobiologischen Sinne häufig als hermetisch dicht angesehen werden, zeigten sich im REM Randspalten. Dementsprechend erwiesen sich auch diese Systeme sowohl bei der Bakterienpenetration vom Implantatinneren nach außen, als auch umgekehrt jeweils als undicht. Entsprechende mikrobiologische Untersuchungen beschrieben eine bakterielle Besiedelung der Spalträume in Bränemark-Implantaten und ihren Aufbauteilen [13, 15]. Auch für das IMZ-System wurde eine fehlende Verbindungsdichtigkeit aufgezeigt [17].

In der Literatur wurde daher die Schlussfolgerung gezogen, dass auch Implantatsysteme mit einer hochwertigen Präzisionspassung der Suprastrukturteile keinen für Mikroorganismen dichten Randabschluss gewährleisten [4]. Es wurde empfohlen, die Implantatschulter deutlich supraosär zu legen, um periimplantären Infektionen als Folge der mikrobiellen Spaltbesiedelung zu vermeiden. Submarginal tiefere Positionierungen im ästhetisch kritischen Bereich sind daher als risikobehaftete Rekonstruktionen anzusehen. Daher bestand die Motivation, durch Wahl eines neuen Materials, nämlich den Shape-Memory-Alloys, entsprechende konstruktive Verbesserungen zu versuchen und, wie dargelegt, auch zu erreichen.

Einschränkend ist aber zu sehen, dass es sich dabei um In-vitro-Ergebnisse handelt. So können bislang noch keine Aussagen über die Folgen des ständigen thermischen Lastwechsels in der Mundhöhle auf die Bakteriendichtigkeit

	Steril	Nicht steril	Summe
Originalteile nach biomechanischer Belastung	23 / 27	7 / 3	30 / 30
Prototypen nach biomechanischer Belastung	29 / 27	1 / 3	30 / 30

Tabelle 2 Häufigkeitsverteilung nach mikrobiologischer Auswertung (Fettdruck = beobachtete Häufigkeiten, Standardschrift = erwartete Häufigkeiten). Aufgrund der Daten aus der Literatur wurde für beide Systeme eine Häufigkeit für „Sterilität“ mit 90 % angenommen, also $n = 27$. Damit ergibt sich ein χ^2 -Wert von 7,35, was eine statistisch signifikante Verbesserung der mikrobiellen Verbindungsdichtigkeit der Sonderbauteile gegenüber den Originalteilen des IMZ-Systems bedeutet.

Table 2 χ^2 -test of the microbiological investigation. Statistical analysis shows a significant improvement of the new abutment connection as compared to the original abutment connection.

gemacht werden. Inwieweit sich die Verbindungsdichtigkeit der neuen Sonderbauteile auch unter den Bedingungen der Mundhöhle bewährt, ist in entsprechenden klinischen Studien zu untersuchen.

5 Ausblick

Im Rahmen der mathematischen Berechnungen wurde ein verhältnismäßig einfaches Modell gewählt. Um den Einbauvorgang quantitativ noch besser beschreiben zu können, wären folgende Modellverbesserungen sinnvoll: Berücksichtigung des Eigengewichtes des Zylindermantels, Elastizität weiterer Bauteile und Einschraubung unter Last. Die Fortführung dieser Berechnungen soll in Abstimmung mit den Resultaten erfolgen, die sich aus dem klinischen Einsatz der ersten 30 Sonderbauteile ergeben.

Danksagung

Dieses Forschungsprojekt wurde unterstützt von der Deutschen Forschungsgemeinschaft, Sonderforschungsbereich 438, Teilprojekt B 2 und der Firma Dentsply Friadent (Fa. Friadent GmbH, D-Mannheim).

Die Autoren danken PD Dr. S. Wagenpfeil, Institut für Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München (Direktor: Univ.-Prof. Dr. A. Neiß), für die statistische Beratung. Dank gebührt auch Prof. Dr. A. Hinz, Lehrstuhl für Numerische Mathematik und Steuerungstheorie der TU München (Direktor: Univ.-Prof. Dr. M. Brokate), für die Mitwirkung.

Literatur

- Achenbach M: A model for an alloy with shape memory. Int J of Plasticity 1989;5:371-395
- Andreasen GF: Treatment advantages using nitinol instead of 18-8 stainless steel wire with a transition temperature range between 31° C and 45° C. Am J Orthod 1980;78:528
- Bachmann J: Neue therapeutische Möglichkeiten in der Kieferorthopädie bei Patienten mit Nickelallergie. Fortschr Kieferorth 1987;48:492
- Besimo Ch, Guindy JS, Besimo R, Schiel H, Meyer J: Marginale Passgenauigkeit präfabrizierter Kronen des HaTi-Implantatsystems aus mikro-

- biologischer Sicht. *Z Zahnärztl Implantol* 1996;12: 231-235
- 5 Deppe H, Horch HH, Henke J, Donath, K.: Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2001;16:659-667
 - 6 Huang J, Ma G, Wang J, Ma W, Wang S, Wu X: Experimental study on the occlusion of arterial blood flow by the implantation of nitinol stents. *Chin Med J Engl* 1995;107:512-514
 - 7 Jansen VK, Conrads G, Richer EJ: Untersuchungen zur Dichtigkeit der Implantat-Prothetikpfosten-Verbindung. *Implantologie* 1995;3:229-247
 - 8 Kneißl F, Wehrstedt JCh: Simulation eines Abutments. Projektbericht SFB 438 des Institutes für Angewandte Mathematik der TUM. München, 2003
 - 9 Linge J, Dahm S: Praktische Aspekte der Verwendung von superelastischen Drahtbögen in der Edgwise-Technik. *Fortschr Kieferorth* 1994;55:324-329
 - 10 Mori K, Okamoto S, Akimoto M: A new self-expansive intraurethral stent using shape-memory-alloy: a preliminary report of its availability. *Urology* 1995;45:165-170
 - 11 Nentwig GH: Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol*. 2004;30:171-177
 - 12 Papenfuß N: FE-Simulation adaptiver Strukturen mit Formgedächtnis-Aktoren. Diplomarbeit, TU Berlin 1999
 - 13 Quiryren M, van Steenberghe D: Bacterial colonisation of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Impl Res* 1994;5:239
 - 14 Seelecke S, Müller I: Shape Memory Alloy Actuators: Modeling and Simulation. *ASME Applied Mechanics Reviews* 2004;57:23-46
 - 15 Traversy MC, Birek P: Fluid and microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. *J Dent Res* 1992;71:754
 - 16 Vinograd I, Klin B, Brosh T, Weinberg M, Flomenblit Y, Nevo Z: A new intratracheal stent made from nitinol, an alloy with shape memory effect. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994;107:1255-1261
 - 17 Wahl G, Schaal KP: Mikroben in subgingivalen Implantatpalträumen. *Z Zahnärztl Implantol* 1989;5:287

Korrespondenzadresse:

Univ.-Prof. Dr. med. dent. Herbert Deppe
Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. H.-H. Horch)
Technische Universität München
Klinikum rechts der Isar
Ismaninger Strasse 22
81675 München
Tel.: 089-4140-2910
Fax: 089-4140-4993
E-Mail: herbert.deppe@mkg.med.tum.de