

P. Streckbein<sup>1</sup>, J.-F. Wilbrand<sup>1</sup>, R. Streckbein<sup>2</sup>, H.-P. Howaldt<sup>1</sup>, M. Flach<sup>3</sup>

# Bionik Design durchmesserreduzierter Dentalimplantate

## *Bionic design of small diameter dental implants*

**Einführung:** Rechnergestützte Optimierungsstrategien sind in vielen technischen Bereichen schon seit Langem Bestandteil der Produktentwicklung (Automobilbau, Flugzeugbau etc.). Für die Optimierung der mechanischen und biomechanischen Eigenschaften von Dentalimplantaten bietet sich das Bionik Design Prinzip an. Implantatgeometrien können so nach dem Vorbild der Natur konstruiert werden. Ein solcher Optimierungsprozess kann entscheidend zur Erhöhung der Dauerfestigkeit beitragen. Ein zusätzlicher Effekt kann die Verringerung periimplantärer Knochenbeanspruchungen sein.

**Material und Methode:** An einem axialsymmetrischen FE (Finite Elemente) Modell wird durch Bionik Design eine Optimierung der Ausgangskontur eines durchmesserreduzierten Implantats (BEGO Semados Mini-Implantat, BEGO Implant-Systems, Bremen, Deutschland) vorgenommen. Diese optimierte Kontur wird in ein CAD (Computer-Aided-Design) Modell übernommen und anhand einer dreidimensionalen FE-Rechnung verifiziert. Die resultierenden Spannungsunterschiede im Implantat und im Knochen werden analysiert. Die Implantatfestigkeit wird durch den Dauerfestigkeitstest nach ISO 14801 „Dynamische Ermüdungsprüfung für endosale dentale Zahnimplantate“ bestimmt.

**Ergebnisse und Diskussion:** Durch die Anwendung des Bionik Design Prinzips am axialsymmetrischen FE-Modell kann die Spannung im Implantat und im umliegenden Knochen um mindestens 34 % gegenüber der Ausgangskontur reduziert werden. Die Verifikation der FE-Berechnung am CAD-Modell zeigt eine gleichmäßige Spannungsverteilung. Die dynamische Ermüdungsprüfung ergibt sehr hohe Dauerfestigkeitswerte. Der gegenüber einem konventionellen Design höhere Fertigungsaufwand kann durch Anwendung moderner CAM (Computer-Aided-Manufacturing) Fertigungsverfahren in der Regel in akzeptablen Grenzen gehalten werden.

**Schlussfolgerung:** Die Effektivität und Einfachheit des Bionik Design Prinzips machen es zu einem leistungsstarken Werkzeug zur Verbesserung der Produkteigenschaften bei der Konstruktion von Dentalimplantaten. Es sollte einen festen Platz im Entwicklungsprozess einnehmen.

**Introduction:** Optimization strategies are an established part of product design processes in various industrial fields (automotive engineering, aerospace construction etc.). The bionic design method provides an efficient process to optimize the mechanical and biomechanical behaviour of dental implants following the example of nature. Optimization of dental implants using this method could result in a higher resistance to fracture and reduced strain in peri-implant bone.

**Material and method:** The bionic design method is applied to an axisymmetric finite element model to optimize the geometry of the implant. Stress distributions are calculated and analyzed for the optimized geometry of a reduced-diameter dental implant (BEGO Semados Mini-Implant, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) and the peri-implant bone. The optimized geometry is adopted in a CAD (computer-aided design) model and verified in a three-dimensional finite element analysis. The durability limits are determined by a final fatigue test according to the ISO 14801 standard “Dentistry – Fatigue test for endosseous dental implants”.

**Results and discussion:** By applying the bionic design method to the axisymmetric model, the stresses in the respective implant and the peri-implant bone can be reduced by at least 34 %. The verification of the CAD model shows an improvement to a more homogenous stress distribution. The ISO 14801 fatigue test shows high durability limits. The disadvantage of an expensive production process caused by complex bionic design geometries can be reduced using modern CAM (computer-aided manufacturing) production technologies.

**Conclusion:** The bionic design method is a very effective and easy to use procedure to design and optimize dental implants. The presented method provides a definite improvement for the construction process of dental implants.

*Keywords: biomechanics; mini-implants; long-term success*

*Schlüsselwörter: Biomechanik; Mini-Implantate; Langzeiterfolg*

<sup>1</sup> Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (Direktor: Prof. Dr. Dr. Hans-Peter Howaldt), Universitätsklinikum Gießen, Klinikstr. 33, 35385 Gießen

<sup>2</sup> IZI FW – Institut für zahnärztliche Implantologie/Fort- & Weiterbildung (Leiter: Dr. Dr. Roland Streckbein), Auf dem Schafsberg, 65549 Limburg

<sup>3</sup> Fachhochschule Koblenz/Virtual Prototyping (Leiter: Prof. Dr.-Ing. Matthias Flach), Konrad-Zuse-Str. 1, 56075 Koblenz

DOI 10.3238/ZZI.2012.0224-0231

<sup>1</sup> Department of Cranio-Maxillo-Facial Surgery (Head: Prof. Dr. Dr. Hans-Peter Howaldt), University Hospital Gießen, Klinikstraße 33; 35385 Gießen, Germany

<sup>2</sup> IZI FW – Institute for Postgraduate Education in Dental Implantology (Head: Dr. Dr. Roland Streckbein), Auf dem Schafsberg; 65549 Limburg, Germany

<sup>3</sup> University of Applied Sciences, Virtual Prototyping (Head: Prof. Dr.-Ing. Matthias Flach), Konrad-Zuse-Str. 1; 56075 Koblenz, Germany

Übersetzung: LinguaDent

## Einleitung

Die Patientenversorgung mit endossalen Implantaten hat sich in der Zahnheilkunde weit verbreitet und ist allgemein anerkannt. Dem Implantologen stehen heute über 150 Implantatsysteme zur Verfügung. Die Formgebung der Implantate ist sehr unterschiedlich und reicht vom einteiligen Titanimplantat bis zum zweiteiligen Zirkonimplantat. Die Entwicklung der Implantatsysteme erfolgt häufig auf empirischer Basis, wodurch die Produkteigenschaften erst in Versuchen oder in klinischen Studien evaluiert werden können.

Das Design eines Implantats lässt sich verbessern, wenn die Eigenschaften schon in der Konstruktionsphase bewertet werden können. Hier hat sich die virtuelle Produktentwicklung in weiten Bereichen der Technik (Automobilbau, Flugzeugbau etc.) seit Langem bewährt und ist nicht mehr aus dem Entwicklungsprozess wegzudenken [23].

In der virtuellen Produktentwicklung werden zunehmend rechnergestützte Optimierungsstrategien angewendet, um die Produkteigenschaften optimal zu beeinflussen [18]. Erste Ansätze zur Gestaltung von dentalen Implantatsystemen unter Verwendung von Optimierungsstrategien sind in der Literatur beschrieben [19]. Bisher fehlen jedoch Berichte über das Einfließen solcher Ergebnisse in die Produktentwicklung von Implantatsystemen.

Optimierungsstrategien sind besonders dann sinnvoll, wenn die Randbedingungen für die Entwicklung in engen Grenzen verlaufen. Für Dentalimplantate trifft dies besonders für durchmesserreduzierte Implantate (< 3 mm) zu, da diese besonders frakturgefährdet sind. Durchmesserreduzierte Implantate können ohne zusätzliche Augmentation zur minimalinvasiven Versorgung von schmalen Unter- oder Oberkiefern verwendet werden und stellen so eine zusätzliche und langzeitstabile Behandlungsoption dar [2, 4, 6, 13, 20, 25]. Die besondere Herausforderung für die Implantatentwicklung bei kleinen Durchmessern besteht darin, hohe Festigkeitswerte zu erzielen und gleichzeitig die Beanspruchung im Knochen gering zu halten. Hohe marginale Knochenbeanspruchungen führen zu einer Überbelastung des Knochens und sind aus biomechanischer Sicht ursächlich für marginale Knochenresorptionen [5, 7–9, 12, 21].

Hohe Kräfte und Spannungen treten an geometrischen Kerben auf. Kerben entstehen immer dann, wenn eine gerade Kontur verlassen wird. Dazu gehört auch das Außengewinde eines endossalen Implantats.

Die Höhe der Kräfte und Spannungen in den Kerbbereichen hängt sehr stark von deren Geometrie ab. Man unterscheidet zwischen stark gekerbten Bereichen (höhere Kräfte und Spannungen) und schwach gekerbten Bereichen (geringere Kräfte und Spannungen). Da periimplantäre Umbauvorgänge unter Belastung osseointegrierter Implantate den Gesetzen des physiologischen Knochenwachstums folgen, sollten bei der Konstruktion von Implantatgeometrien die Kerbkonturen so gestaltet werden, dass entstehende Kräfte und Spannungen minimiert werden.

Das Vorbild der Natur zeigt, dass Kerben durch natürliche Wachstumsvorgänge so gestaltet werden können, dass keine Kraft- und Spannungserhöhungen entstehen. In Abbildung 1 sind die Kerbbereiche eines Femurknochens und eines Hüftknochens mit den relevanten Kerbkonturen dargestellt. Die Kerbkonturen folgen keinem konstanten Radius, sondern passen sich dem Kraftverlauf an. Zusätzliche Kerbspannungen können durch die-

## Introduction

The treatment of patients with endosseous implants has become widespread in dentistry and is generally accepted. Over 150 implant systems are available today to the implantologist. The design of the implants varies greatly, ranging from a one-piece titanium implant to a two-piece zirconium implant. Implant systems are often developed on an empirical basis so the product characteristics can be evaluated only in experiments or clinical studies.

The design of an implant can be improved if the characteristics can be assessed in the construction phase. Virtual product development has long been established in many areas of technology (automotive engineering, aerospace construction etc.) and the development process can no longer be imagined without it [23].

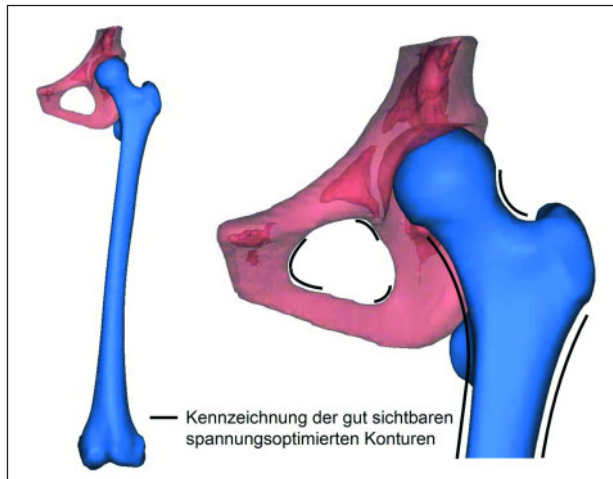
Computer-aided optimization strategies are increasingly used in virtual product development to provide an optimal influence on product characteristics [18]. Initial attempts to design dental implant systems using optimization strategies are described in the literature [19]. However, reports on the influence of such results on the product development of implant systems are hitherto lacking.

Optimization strategies are particularly useful when the constraints for development are within narrow limits. This applies especially for reduced-diameter dental implants (< 3 mm) as these are particularly at risk of fracture. Reduced-diameter implants can be used for the minimally invasive management of narrow maxillas and mandibles without additional augmentation and therefore represent an additional treatment option with long-term stability [2, 4, 6, 13, 20, 25]. The particular challenge in developing implants with a small diameter consists in achieving high strength while at the same time keeping stress in the bone low. High marginal bone stresses lead to overloading of the bone and are the cause of marginal bone resorption from the biomechanical aspect [5, 7–9, 12, 21].

High forces and stresses occur at geometric notches. Notches always occur when a straight contour is abandoned. This also includes the outer thread of an endosseous implant.

The magnitude of the forces and stresses in the notch regions is very dependent upon their geometry. A distinction is made between deeply notched areas (higher forces and stresses) and shallowly notched areas (lower forces and stresses). Since the peri-implant remodeling processes follow the laws of physiological bone growth when osseointegrated implants are loaded, implant geometries and respective notch contours should be designed so as to minimize the forces and stresses.

The example of nature shows that notches can be shaped by natural growth processes so that no increases in forces and stresses occur. Figure 1 shows the notch regions of a femur and hip with the relevant notch contours. The notch contours do not follow a constant radius but adapt to the course of the force. Additional notch stresses can be avoided by this growth strategy. The principle of bone adaptation to mechanical stress has been known since *Julius Wolff* and takes place in the area of physiological stress [24]. Higher stresses lead to overstressing of the bone and there is a risk of cracking with subsequent fracture. In this area, known as “over-loading”, and below the physiological stress, that is, where there is “under-loading”,



**Abbildung 1** Spannungsoptimierte Konturen im Femur und in der Hüfte nach dem Vorbild der Natur (Bionik Design)

**Figure 1** Stress-optimized contours in the femur and hip using nature as an example (bionic design)

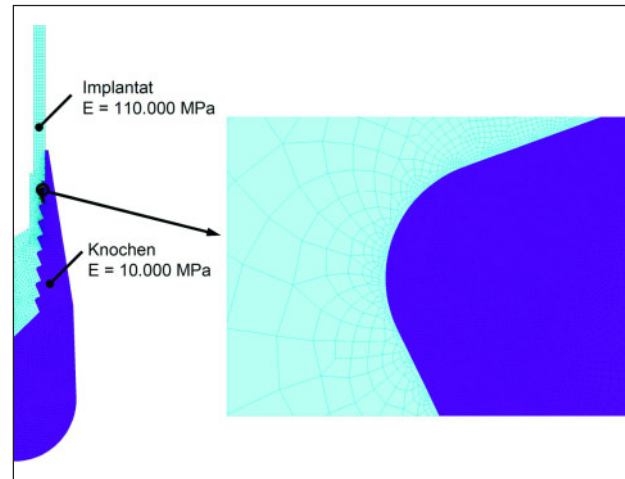
se Wachstumsstrategie vermieden werden. Das Prinzip der Anpassung des Knochens an die mechanische Belastung ist seit *Julius Wolff* bekannt und findet im Bereich der physiologischen Belastung Anwendung [24]. Höhere Belastungen führen zu einer Überbeanspruchung des Knochens und es besteht die Gefahr der Rissbildung mit anschließender Fraktur. In diesem als „over-loading“ bezeichneten Bereich sowie unterhalb der physiologischen Belastung, also im so genannten „under-loading“, tritt Knochenrückgang auf [5, 7–9, 12, 21]. Die Umsetzung der Prinzipien der Natur in technische Konstruktionen fällt in das Gebiet der Bionik.

Die CAO (Computer-Aided-Optimisation) Methode zur Berechnung optimaler Kerbkonturen nach dem Vorbild der Natur wurde durch *Claus Mattheck* umfassend beschrieben. Die Methode baut Material an den Stellen eines Bauteils an, wo hohe Kräfte und Spannungen auftreten. Setzt man dieses einfache Prinzip in ein Computerprogramm um, ergeben sich optimale Kerbgeometrien nach dem Vorbild der Natur (Bionik Design) [15–17].

In dieser Arbeit wird die Methodik der virtuellen Produktentwicklung eines zweiteiligen durchmesserreduzierten Implantates (BEGO Semados Mini-Implantat, BEGO Implant-Systems GmbH & Co KG, Bremen, Deutschland) unter Anwendung des Bionik Design Prinzips angewendet und beschrieben. Es soll dabei gezeigt werden, welche mechanischen und biomechanischen Optimierungen erreicht werden können.

## Material und Methode

Die virtuelle Produktentwicklung unter Verwendung des Bionik Designs für das durchmesserreduzierte Implantat erfolgt in mehreren Schritten. Die Grundlage bildet die Finite Elemente Methode. Die Geometrie des Implantats wird in kleine „finite“ Elemente aufgeteilt. Für jedes Element lassen sich die Kräfte und Spannungen berechnen und farbig visualisieren. Für die Optimierung ist eine sehr feine Elementstruktur notwendig. Wo hohe Kräfte und Spannungen zu erwarten sind, werden deshalb sehr kleine Elemente verwendet (Abb. 2). Bereiche, in denen hohe Kräfte und



**Abbildung 2** Netzeinteilung des axialsymmetrischen Finite Elemente (FE) Modells

**Figure 2** Finite element (FE) mesh of the axisymmetric FE model

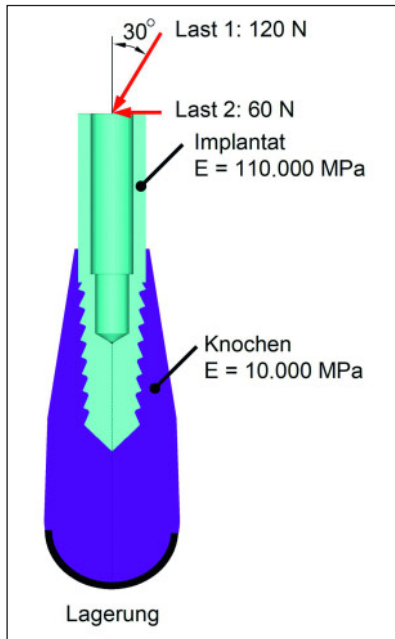
bone resorption occurs [5, 7–9, 12, 21]. The translation of the principles of nature into technical constructions comes into the domain of bionics.

The CAO (computer-aided optimization) method for calculating optimal notch contours after nature was described in detail by *Claus Mattheck*. The method adds material to the sites of a construction element where high forces and stresses occur. If this simple principle is translated into a computer program, optimal notch geometries according to the example of nature are the result (bionic design) [15–17].

In this article, the method of virtual product development of a two-piece reduced-diameter implant (BEGO Semados Mini-implant, BEGO Implant Systems GmbH & Co KG, Bremen, Germany) using the bionic design principle is applied and described to show the mechanical and biomechanical optimization that can be achieved.

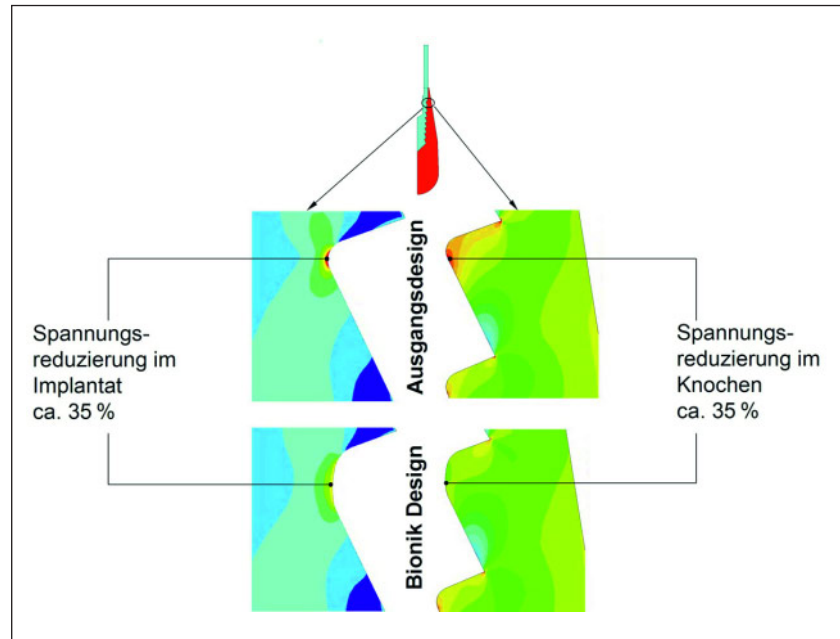
## Material and Methods

Virtual product development using bionic design for the reduced-diameter implant takes place in a number of steps. The finite element model forms the basis. The geometry of the implant is divided into small “finite” elements. The forces and stresses can be calculated for each element and visualized in color. A very fine element structure is necessary for optimization. Very small elements are therefore used in the areas where high forces and stresses can be anticipated (Fig. 2). Areas



**Abbildung 3** Lasten und Randbedingungen des axialsymmetrischen Finite Elemente (FE) Modells

**Figure 3** Loads and constraints of the axisymmetric finite element (FE) model



**Abbildung 4** Spannungsverteilungen im axialsymmetrischen Finite Elemente (FE) Modell für das Ausgangsdesign und das optimierte Bionik Design nach der Gestaltänderungsenergiehypothese  $\sigma_{\text{eqv}}$  für Last 1 (120 N/Lastwinkel: 30 Grad zur Implantatachse)

**Figure 4** Stress distribution of the axisymmetric finite element (FE) model for the initial design and the optimized bionic design according to the equivalent strain energy hypothesis  $\sigma_{\text{eqv}}$  for load 1 (120 N/loading angle: 30 degrees offaxis)

Spannungen herrschen, werden rot dargestellt. Als Finite Elemente Software wird das Programm ANSYS (Version 12.0, ANSYS Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) verwendet.

Zur Optimierung der Implantatgeometrie wird zunächst ein axialsymmetrisches Finite Elemente Modell erstellt (Abb. 3). Die Kräfteinleitung erfolgt am oberen Ende des Implantats. Es werden zwei Lastfälle berechnet: Last 1 mit einer Kraft von  $F = 120 \text{ N}$  unter einem Winkel von 30 Grad zur apikalen Achse und Last 2 in oro-vestibulärer Richtung mit einer Kraft von  $F = 60 \text{ N}$ . Das Modell ist linear elastisch und besteht aus 19.537 Elementen. Für den Knochen werden ein E-Modul von 10.000 MPa und eine Querkontraktion von 0,3 gewählt [14]. Für das Implantat, bestehend aus Reintitan (Grad 4), werden ein E-Modul von 110.000 MPa und eine Querkontraktion von 0,3 verwendet [19].

Im ersten Schritt wird die CAO (Computer-Aided-Optimization) Methode auf das in Abbildung 2 und 3 dargestellte und beschriebene axialsymmetrische Modell angewendet [15–17]. Im zweiten Schritt wird mit den ermittelten optimalen Kerbkonturen ein dreidimensionales CAD-Modell des optimierten Implantats erstellt. Aus dem CAD-Modell wird anschließend ein Finite Elemente Modell erzeugt. Mit einer dreidimensionalen, linear elastischen Finite Elemente Berechnung wird die Verbesserung verifiziert.

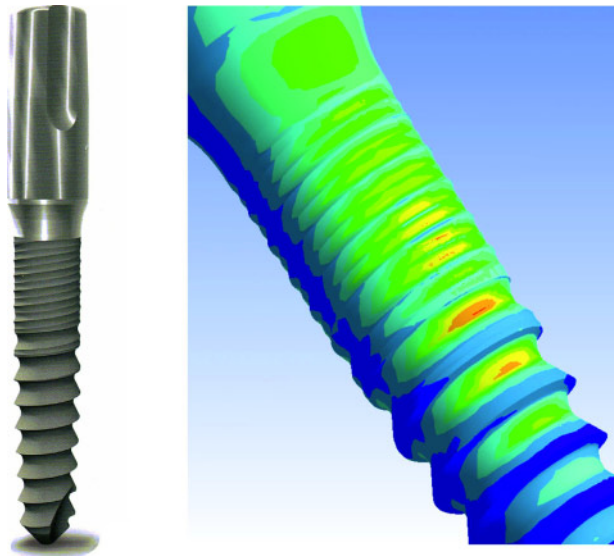
Nach Abschluss der virtuellen Produktentwicklung erfolgen üblicherweise reale Versuche zur Überprüfung der Implantatfestigkeit nach ISO 14801 „Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Zahnimplantate“. Die entsprechenden realen Versuche für das hier beschriebene durchmesserreduzierte Implantat erfolgen am Fraunhofer-Institut IWM in Freiburg, Deutschland.

where high forces and stresses dominate are shown red. The ANSYS (Version 12.0, ANSYS Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) program is used as finite element software.

To optimize the implant geometry, an axisymmetric finite element model is produced initially (Fig. 3). Force is transmitted at the upper end of the implant. Two loads are calculated: load 1 with a force of  $F = 120 \text{ N}$  below an angle of 30 degrees to the apical axis and load 2 in oro-vestibular direction with a force of  $F = 60 \text{ N}$ . The model has linear elasticity and consists of 19,537 elements. For bone, an E-modulus of 10,000 MPa and transverse contraction of 0.3 are selected [14]. For the implant, consisting of pure titanium (grade 4), an E-modulus of 110,000 MPa and transverse contraction of 0.3 are used [19].

In the first step, the CAO (computer-aided optimization) method is applied to the axisymmetric model shown in Figures 2 and 3 [15–17]. The second step consists of creation of a three-dimensional CAD model with the obtained optimal notch contours. A finite element model is then produced from the CAD model. The improvement is confirmed with a three-dimensional finite element calculation with linear elasticity.

After the conclusion of virtual product development, real tests are usually performed to check implant strength in accordance with ISO 14801, “Dynamic fatigue test for endosseous dental implants”. The corresponding real tests for the reduced-diameter implant described here are performed at the Fraunhofer Institute IWM in Freiburg, Germany.



**Abbildung 5** Spannungsverteilungen im CAD-Modell für das durchmesserreduzierte BEGO Semados Mini-Implantat nach der Gestaltungsenergiehypothese  $\sigma_{\text{eqv}}$  für Last 1 (120 N/Lastwinkel: 30 Grad zur Achse)

**Figure 5** Stress distribution in the CAD model for the reduced-diameter BEGO Semados Mini-implant according to the equivalent v. Mises stress  $\sigma_{\text{eqv}}$  for load 1 (120 N/loading angle: 30 degrees offaxis)

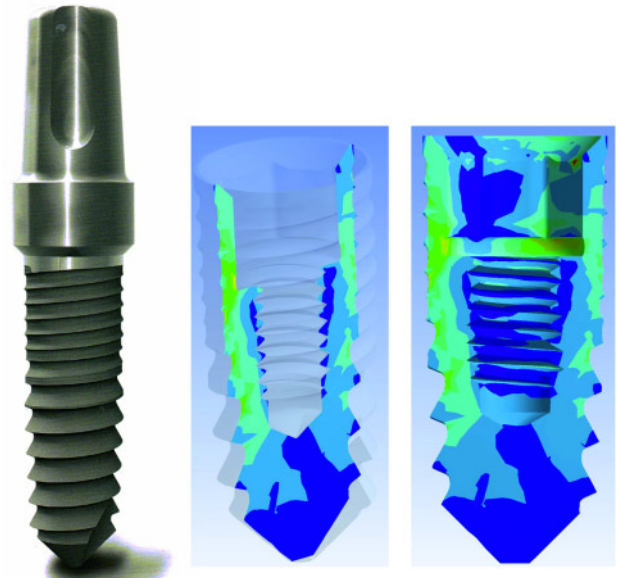
## Ergebnisse

### Axialsymmetrisches Modell

Die Kräfte- und Spannungsverteilungen im Außengewinde des axialsymmetrischen Modells sind in Abbildung 4 für die Last 1 (120 N/Lastwinkel: unter 30 Grad zur Implantatachse/siehe Abb. 3) dargestellt. Die gezeigten Spannungen sind äquivalente Vergleichsspannungen  $\sigma_{\text{eqv}}$  nach der Gestaltungsenergiehypothese [22]. Es kommt ein deutlicher Unterschied zwischen dem Ausgangsdesign und dem mittels der CAO-Methode optimierten (Bionik) Design zur Darstellung.

Die größten Spannungen im Implantat (Abb. 4, links) treten sowohl für das Ausgangsdesign (Abb. 4, oben) als auch für das Bionik Design (Abb. 4, unten) im Gewindegrund auf. Die maximale Spannung ist jedoch beim Bionik Design deutlich niedriger als beim Ausgangsdesign. Der gelbe Bereich erhöhter Spannungen ist beim Bionik Design größer als beim Ausgangsdesign. Die Spannungsverringerung geht also mit einer Vergrößerung des Bereichs erhöhter Spannungen einher. Als Resultat wird das Material durch Bionik Design gleichmäßiger ausgelastet und die Maximalwerte werden reduziert. Für die Bruchfestigkeit sind die Maximalwerte dominierend. Die maximalen Spannungen im Knochen (Abb. 4, rechts) treten beim Ausgangsdesign etwas unterhalb des Gewindegrundes auf. Durch die Optimierung nach dem Bionik Design (Abb. 4, unten) wird die maximale Spannung an dieser Stelle reduziert und ebenfalls eine gleichmäßige Spannungsverteilung ohne lokale Spannungsspitzen erreicht.

In Tabelle 1 werden die maximalen Spannungswerte in den in Abbildung 4 markierten Gewindebereichen zusätzlich für die größte Hauptspannung  $\sigma_3$  und die Last 2 (60 N/Lastwinkel: 90



**Abbildung 6** Spannungsverteilungen im CAD-Modell für das BEGO Semados RI-Implantat nach der Gestaltungsenergiehypothese  $\sigma_{\text{eqv}}$  für Last 1 (120 N/Lastwinkel: 30 Grad zur Achse)

**Figure 6** Stress distribution in the CAD model for the BEGO Semados RI implant according to the equivalent v. Mises stress  $\sigma_{\text{eqv}}$  for load 1 (120 N/loading angle: 30 degrees offaxis)

Abbildungen: P. Streckbein, M. Flach

## Results

### Axisymmetric model

The force and stress distributions in the outer thread of the axisymmetric model are shown in Figure 4 for load 1 (120 N/loading angle: 30 degrees offaxis; see Fig. 3). The stresses shown are equivalent stresses  $\sigma_{\text{eqv}}$  according to the equivalent v. Mises stress [22]. A clear difference is illustrated between the initial design and the (bionic) design optimized by the CAO method.

The greatest stresses in the implant (Fig. 4, left) occur at the base of the thread root in both the initial design (Fig. 4, top) and in the bionic design (Fig. 4, bottom). However, the maximum stress is markedly lower in the bionic design than in the initial design. The yellow area of increased stresses is greater with the bionic design than with the initial design. The stress reduction is therefore associated with an increase in the area of increased stresses. As a result, the material is loaded more evenly by bionic design and the maximum values are reduced. The maximum values predominate for break strength. The maximum stresses in the bone (Fig. 4, right) occur somewhat below the thread root in the initial design. Due to optimization according to bionic design (Fig. 4, bottom), the maximum stress at this site is reduced and an even stress distribution is obtained without local stress peaks.

Table 1 shows the maximum stress values in the thread areas marked in Figure 4 and also for the greatest principal stress  $\sigma_3$  and for load 2 (60 N/loading angle: 90 degrees, oro-vestibular offaxis). In the implant, the comparative stresses are reduced for load 1 from 336.4 MPa to 220 MPa according to the equivalent v. Mises stress, and from 36.7 MPa to 24 MPa in the bone. The greatest principal stress  $\sigma_3$  is negative (pressure side).

		Last 1: 120 N/ Lastwinkel: 30 Grad zur Achse		Last 2: 60 N/ Lastwinkel: 90 Grad (oro-vestibulär)	
		Load 1: 120 N/ Load angle: 30 degrees		Load 2: 60 N/ Load angle: 90 degrees	
		$\sigma_{\text{eqv}}/\text{MPa}$	$\sigma_3/\text{MPa}$	$\sigma_{\text{eqv}}/\text{MPa}$	$\sigma_3/\text{MPa}$
Ausgangsdesign <i>Initial Design</i>	Implantat <i>Implant</i>	336,4	-373,9	292,2	-324,8
	Knochen <i>Bone</i>	36,7	-38,7	31,9	-33,7
Bionik Design <i>Bionic Design</i>	Implantat <i>Implant</i>	220,0	-242,0	193,8	-210,0
	Knochen <i>Bone</i>	24,0	-24,1	20,9	-21,1

**Table 1** Vergleich der Spannungen im Implantat und Knochen nach der Gestaltänderungsenergiehypothese  $\sigma_{\text{eqv}}$  und der maximalen Hauptspannung  $\sigma_3$  zwischen Ausgangsdesign und optimiertem Bionik Design

**Table 1** Comparison of the tension in implant and bone according to the shape modification energy hypothesis  $\sigma_{\text{eqv}}$  and the maximum principal stress  $\sigma_3$  between the initial design and the optimized bionic design

Grad, oro-vestibulär zur Implantatachse) dargestellt. Im Implantat werden die Vergleichsspannungen nach der Gestaltänderungsenergiehypothese für die Last 1 von 336,4 MPa auf 220 MPa reduziert, im Knochen von 36,7 MPa auf 24 MPa. Die vom Betrag her größte Hauptspannung  $\sigma_3$  ist negativ (Druckseite). Die gegenüberliegende Seite ist die Zugseite. Hier sind die Hauptspannungen positiv. Da sich auf der Druckseite der Einfluss der vertikalen Komponente der Last 1 mit der horizontalen Komponente ungünstig addiert, wird diese ausgewertet. Für beide Lastfälle und beide Vergleichsspannungen ergibt sich eine Reduktion der Spannungen auf 62 % bis 66 % des Ausgangsdesigns. Die Spannungsreduzierung ist damit unabhängig von der Lastrichtung und der Spannungsauswertung (Vergleichsspannung oder Hauptspannung) und beträgt im Bereich des Gewindegrundes in allen Fällen mindestens 34 % (min. 34 %/max. 38 %).

### CAD-Modell und Versuchsergebnisse

Durch die Übertragung des Bionik Designs in das CAD-Modell des Mini-Implantats kann die Spannungsverteilung an der endgültigen Implantatgeometrie überprüft werden. Die in Abbildung 5 dargestellte homogene Spannungsverteilung der dreidimensionalen Finite Elemente Berechnung zeigt, dass auch in der endgültigen Geometrie durch Anwendung des Bionik Designs Spannungsspitzen im Implantat vermeidbar sind.

Die dauerhaft zu ertragende Last nach ISO 14801 „Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Zahnimplantate“ wurde für den kleinsten Durchmesser (2,7 mm) der mit Bionik Design gestalteten BEGO Semados Mini-Implantate mit 150 N ermittelt. Die Außenkontur des BEGO Semados RI-Implantats und des Semados Mini-Implantats ist nach dem gleichen Prinzip konstruiert. Die resultierende Geometrie der RI-Implantate und deren ebenfalls homogene Spannungsverteilung aus dem CAD-Modell sind in Abbildung 6 visualisiert.

### Diskussion

Die virtuelle Produktentwicklung unter Verwendung von Bionik Design in der Konstruktion von dentalen Implantaten ist eine effiziente Methode zur Verbesserung der Kraft-

The opposite side is the tensile side and here the principal stresses are positive. Since the influence of the vertical component of load 1 is unfavorably additive with the horizontal component on the pressure side, this is analyzed. For both loads and both comparative stresses, there is a reduction in stresses to 62 % to 66 % of the initial design. The stress reduction is thus independent of the load direction and stress analysis (comparative stress of principal stress) and is at least 34 % in the area of the thread root in all cases (min. 34 %/max. 38 %).

### CAD model and test results

By translating the bionic design into the CAD model of the mini-implant, the stress distribution can be examined on the final implant geometry. The homogeneous stress distribution of the three-dimensional finite element calculation illustrated in Figure 5 shows that stress peaks are also avoidable in the implant in the final geometry when bionic design is used.

The permanent load was found to be 150 N for the smallest diameter (2.7 mm) of the BEGO Semados Mini-implants shaped with bionic design according to ISO 14801, “Dynamic fatigue test for endosseous dental implants”. The outer contour of the BEGO Semados RI implant and Semados Mini-implant are constructed according to the same principle. The resulting geometry of the RI implants and its homogeneous stress distribution from the CAD model are visualized in Figure 6.

### Discussion

Virtual product development using bionic design in the construction of dental implants is an efficient method of improving forces and stresses in the implant and in the peri-implant

und Spannungsverhältnisse im Implantat und im periimplantären Knochen. Die Genauigkeit der FE-Analyse im Bereich der Entwicklung dentaler Implantate wurde durch Vergleich mit experimentellen Daten am Schweinekiefer untersucht. Die durchgeführten Berechnungen stimmten weitestgehend mit den experimentell evaluierten Ergebnissen überein [3].

Die hier ermittelte Spannungsreduzierung im Implantat führt zu deutlich höheren dauerhaft ertragbaren Kräften und dadurch zu einer deutlich längeren Lebensdauer. Der Einfluss der Spannungsreduzierung im Implantat auf die dauerhaft ertragende Kraft kann im ISO 14801 Versuch einfach ermittelt werden. Aufgrund vielfältiger Faktoren, die das knöchernen Remodelling beeinflussen, kann ein Zusammenhang zwischen marginalem Knochenabbau und hohen periimplantären Spannungsspitzen nur schwer nachgewiesen werden. Tierversuche sind in der Regel nicht durch Spannungsberechnungen oder Spannungsmessungen begleitet, so dass der Spannungszustand im Tierversuch nicht bekannt ist. Zusätzlich sind die Belastungen des Implantats im Tierversuch in der Regel geringer und deutlich unterschiedlich zur Belastung eines humanen Zahnimplantats. Aus Sicht der Autoren können hier die Ursachen widersprüchlicher Ergebnisse klinischer Studien liegen [1, 10, 11]. Obwohl der eindeutige klinische Nachweis des Einflusses der mechanischen Spannungen auf den Knochenrückgang noch aussteht, ist es unumstritten, dass die mechanischen Spannungen um dentale Implantate deutlich höher sind als um natürliche Zähne. Beim Kauvorgang werden die physiologischen Belastungsgrenzen des Knochens um Zahnimplantate häufig überschritten [5, 7–9, 12, 21]. Durch die Anwendung von Bionik Design ist es möglich, die Spannung im Knochen zu minimieren. Besonders im Bereich von Mikrogewinden am Implantat bieten mit Bionik Design konstruierte Gewinde bessere Voraussetzungen, um auftretende Knochenspannungen zu reduzieren. Dies gilt gleichermaßen für selbstschneidende wie für verdrängende Gewindeformen aller Durchmesser. Durch die nur sehr kleinen, aber effektiven Änderungen der Geometrie wird die Primärstabilität nur geringfügig beeinflusst.

Negativ zu bewerten ist, dass die mit Bionik Design ermittelten Konturen häufig sehr komplex sind und einen höheren Fertigungsaufwand verursachen. Durch Anwendung von CAM (Computer-Aided-Manufacturing) Fertigungstechnologien kann der Zusatzaufwand jedoch in akzeptablen Grenzen gehalten werden.

## Schlussfolgerung

Die Methode des Bionik Designs konnte mit Erfolg auf das untersuchte durchmesserreduzierte Implantat angewendet werden. Die nach einer rechnergestützten Optimierung der Geometrie auftretende Spannungsreduzierung beträgt im Implantat und Knochen mindestens 34 %. Hierdurch konnten eine hohe Belastbarkeit des Implantats und eine damit verbundene Erhöhung der Dauerfestigkeit erreicht werden. Darüber hinaus ist eine gleichmäßig verteilte Knochenbeanspruchung ohne Spannungsspitzen möglich. Die Methode des Bionik Designs ist damit eine effektive Methode zur Verbesserung der mechanischen und biomechanischen Eigenschaften dentaler Im-

bone. The accuracy of FE analysis in the development of dental implants was investigated by comparison with experimental data in the porcine jaw. The calculations performed largely coincide with the experimental results [3].

The stress reduction in the implant obtained here leads to markedly greater long-term sustainable forces and thereby to markedly longer survival. The influence of the stress reduction in the implant on the long-term sustainable force can be determined easily using the ISO 14801 test. Because of a variety of factors influencing bony remodeling, an association between marginal bone resorption and high peri-implant stress peaks is difficult to demonstrate. Animal studies are usually not accompanied by stress calculations or stress measurements so the stress status is unknown in animal studies. In addition, the implant loads in animal studies are usually lower and markedly different from the loading of a human dental implant. From the authors' point of view, this may be the cause of the conflicting results of clinical studies [1, 10, 11]. Although clear clinical evidence of the influence of mechanical stresses on bone resorption is still lacking, it is undisputed that the mechanical stresses around dental implants are markedly higher than around natural teeth. During mastication, the physiological loading limits of the bone around dental implants are often exceeded [5, 7–9, 12, 21]. It is possible to minimize stress in the bone by using bionic design. Especially in the area of micro threads on the implant neck, a thread constructed with bionic design offers better conditions for reducing bone stresses that may occur. This applies equally for self-tapping and non-self-tapping screw forms of all diameters. The very small but effective changes in the geometry have only a slight influence on primary stability.

A negative feature is that contours obtained with bionic design are often very complex and require greater manufacturing costs. However, use of CAM (computer-aided manufacturing) production technologies can keep the additional cost within acceptable limits.

## Conclusion

The bionic design method was applied successfully to the reduced-diameter implant. Following computer-aided optimization of the geometry, the reduction in stress in implant and bone is at least 34 %. High implant strength with an associated increase in long-term stability was thereby achieved. Furthermore, uniformly distributed bone stress without stress peaks is possible. The bionic design method is therefore an effective method for improving the mechanical and biomechanical characteristics of dental implants. Bionic design can be applied to the prosthetic screws, abutment and other connecting elements.

**Conflict of interest:** The authors (Streckbein Ph., Streckbein R. and Flach M) are involved in the development of the Bego Semados Mini Implants and the Bego Semados RI Implants. There are no further conflicts of interest in the sense of the ICMJE.

plantate. Sie lässt sich auf Prothetikschraube, Abutment sowie weitere Verbindungsteile anwenden.

**Interessenkonflikt:** Die Autoren (Streckbein Ph., Streckbein R. und Flach M.) sind an der Entwicklung des Bego Semados Mini Implantats und des Bego Semados RI Implantats beteiligt. Sonst bestehen keine Interessenkonflikte im Sinne der ICMJE.

#### Korrespondenzadresse

Dr. Dr. Philipp Streckbein  
Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Plastische Operationen, Universitätsklinikum Gießen  
Klinikstr. 33, 35385 Gießen  
Tel.: +49 (0) 641 985-46271,  
Fax: +49 (0) 641 985-46279  
philipp.streckbein@uniklinikum-giessen.de

#### Literatur

1. Abrahamsson I, Berglundh T: Tissue characteristics at microthreaded implants: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8: 107–113
2. Al-Nawas B, Bragger U, Meijer HJ et al.: A Double-Blind Randomized Controlled Trial (RCT) of Titanium-13Zirconium versus Titanium Grade IV Small-Diameter Bone Level Implants in Edentulous Mandibles – Results from a 1-Year Observation Period. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;Mar 17.doi:10.1111/j.1708-8208.2010.000324.x
3. Bouraueil C, Rahimi A, Keilig L et al.: Experimentelle und numerische Analyse des biomechanischen Verhaltens sofortbelasteter Dentalimplantate im Schweinemodell. *Computer Aided Medical Engineering* 2011;2:6–12
4. Bulard RA, Vance JB: Multi-clinic evaluation using mini-dental implants for long-term denture stabilization: a preliminary biometric evaluation. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26: 892–897
5. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC: Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:597–608
6. Flanagan D, Mascolo A: The mini dental implant in fixed and removable prosthetics: a review. *J Oral Implantol* 2011; 37 Spec No:123–132
7. Frost HM: A brief review for orthopedic surgeons: fatigue damage (microdamage) in bone (its determinants and clinical implications). *J Orthop Sci* 1998;3: 272–281
8. Frost HM: Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081–1101
9. Garcia-Aznar JM, Rueberg T, Doblare M.: A bone remodelling model coupling micro-damage growth and repair by 3D BMU-activity. *Biomech Model Mechanobiol* 2005;4:147–167
10. Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ et al.: Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:601–610
11. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS: Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:465–470
12. Lin CL, Lin YH, Chang SH: Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomech* 2010;43:644–651
13. Malo P, de Araujo Nobre M: Implants (3.3 mm diameter) for the rehabilitation of edentulous posterior regions: a retrospective clinical study with up to 11 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13:95–103
14. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA: *Skeletal Tissue Mechanics*. Berlin: Springer Verlag, 1998
15. Mattheck C: *Design in der Natur – Der Baum als Lehrmeister*. Freiburg: Rombach GmbH Druck und Verlagshaus, 1997
16. Mattheck C, Bethge K, Tesari I, Scherrer M, Kraft O: Gibt es eine Universalkerbkontur nach dem Vorbild der Natur? *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 2004;35:582–586
17. Mattheck C, Scherrer M, Tesari I: Notch stress are bending stress – what are good and bad notches? *Materials Science and Engineering Technology* 2003;34: 427–429
18. Schumacher A: *Optimierung mechanischer Strukturen: Grundlagen und industrielle Anwendungen*. Heidelberg: Springer Verlag, 2005
19. Shi L, Li H, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K: Shape optimization of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:911–920
20. Streckbein P, Streckbein S, Streckbein R-G: Bone Spreading in Verbindung mit formkongruenten Mini-Implantaten im zahnlosen Schmalkiefer – Eine minimalinvasive Versorgungsstrategie. *Implantologie* 2007;15:319–326
21. Taylor D, Lee TC: Microdamage and mechanical behaviour: predicting failure and remodelling in compact bone. *J Anat* 2003;203:203–211
22. von Mises RE: *Mechanik der festen Körper im plastisch deformablen Zustand*. Göttin. *Nachr. Math. Phys.* 1913;1: 582–592
23. Wittel H, Muhs D, Jannasch D, Voßlek J: *Roloff/Matek Maschinenelemente*. Wiesbaden: Springer Vieweg Verlag, 2012
24. Wolff J: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald, 1892
25. Zembic A, Johannesen LH, Schou S et al.: Immediately restored one-piece single-tooth implants with reduced diameter: one-year results of a multi-center study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:49–54