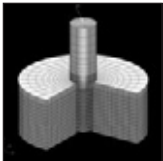


## Der Einfluss von Implantatlänge, -durchmesser und -geometrie auf die Spannungsverteilung: Eine Finite-Element-Analyse



Eduardo Anitua, MD, DDS, PhD\*  
 Raul Tapia, MEng\*\*  
 Felipe Luzuriaga\*\*  
 Gorka Orive, PhD\*\*\*

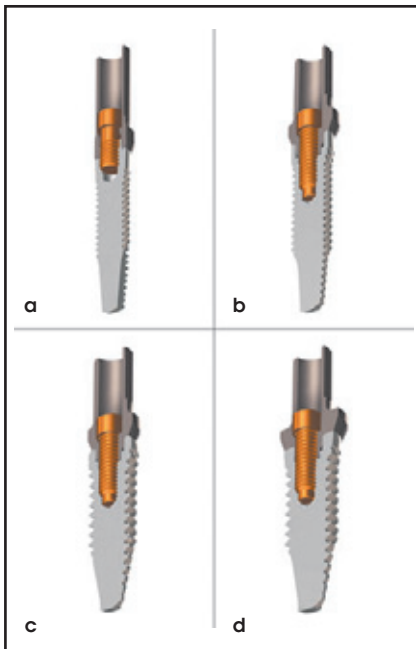
*Ziel dieser Studie war es, den Einfluss der Länge, des Durchmessers und der Geometrie von Dentalimplantaten von Biotechnology Institute auf die Spannungsverteilung im Knochen zu untersuchen. Für diese Studie wurden dreidimensionale Finite-Element-Modelle von osseointegrierten Titan-Dentalimplantaten angefertigt. In einem Winkel von 30 Grad wurde eine Belastung von 150 N ausgeübt. Vier Implantatsysteme wurden verwendet: Tiny, Interna Universal, Interna Plus und Interna Wide. Sie hatten folgende Plattformen: 3,5, 4,1, 4,1 (mit 4,8-mm Hals) und 5,5 mm. Es wurden Implantate mit einer Länge von 8,5, 10,0, 11,5, 13,0 und 15,0 mm und einem Durchmesser von 2,5, 3,3, 3,75, 4,0, 4,5 und 5,0 mm untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass der Einfluss des Implantatdurchmessers auf die Spannungsverteilung im Knochen signifikanter war als die Auswirkung der Länge oder der Geometrie der Implantate. Die maximale Spannung trat um den Hals des Implantats auf. Der größte Teil der Spannung verteilte sich, unabhängig von den untersuchten Parametern, im Knochen an den ersten sechs Windungen des Implantats. Aus diesen Finite-Element-Studien geht hervor, dass die einwirkenden Kräfte bei breiteren Implantaten besser abgeleitet werden, sodass die Spannung im Knochen um das Implantat geringer ist. Außerdem könnte die Verwendung kürzerer und breiterer Implantate in Bereichen mit eingeschränktem Alveolarkammniveau eine sinnvolle Alternative sein. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2010;30:89–95.)*

- \* Privatpraxis für Implantologie und orale Rehabilitation, Vitoria, Spanien; Wissenschaftlicher Direktor, Biotechnology Institute IMASD, Vitoria, Spanien.
- \*\* Forscher, Biotechnology Institute IMASD, Vitoria, Spanien.
- \*\*\* Assistenzprofessor für Pharmakologie und Forscher, Biotechnology Institute IMASD, Vitoria, Spanien.

Korrespondenz an: Eduardo Anitua, Instituto Eduardo Anitua, c/Jose Maria Cajigal 19, 01005 Vitoria, Spanien; Fax: +34 945155095;  
 E-Mail: eduardoanitua@eduardoanitua.com

Durch die Möglichkeit der Osseointegration von Implantaten hat sich in der Dentalimplantologie vieles verändert<sup>1,2</sup>. An einer erfolgreichen Osseointegration sind mehrere Faktoren beteiligt, darunter die Implantatgeometrie und die Oberflächengestaltung<sup>3,4</sup>. Außerdem darf der Eingriffsbereich während der Präparation des Implantatlagers nicht überhitzt werden. Es muss Knochen in ausreichender Qualität und Quantität vorhanden sein, die Implantate dürfen nicht überlastet werden, damit vor allem in der Einheilungsphase im Knochen keine zu starke Spannung entsteht<sup>3</sup>. Einer der Hauptgründe für einen frühen Implantatmisserfolg ist die fehlende Primärstabilität, während ein späterer Misserfolg eher mit Infektionen oder einer Überlastung zu tun hat<sup>5</sup>.

Es wird berichtet, dass die Übertragung der Belastung des Implantats sowie der Restauration auf den Knochen ein wichtiger Faktor für eine adäquate Verteilung der Spannung im Knochengewebe ist<sup>6</sup>. Die Reaktion des Knochens auf die Belastung hängt davon ab, wie sie sich auswirkt. Eine andauernde Überlastung kann zu Mikrofrakturen im Knochen führen und die Spannungen und die Osteoklastenaktivität in dem Bereich erhöhen<sup>7</sup>. Klinische Beobachtungen haben gezeigt, dass die vertikale



**Abb. 1** Schematische Darstellung der vier simulierten BTI-Dentalimplantate. (a) Tiny, (b) Interna Universal, (c) Interna Plus und (d) Interna Wide.

Knochenresorption im ersten Jahr der Funktion eines enossalen Implantats etwa 1 mm betragen kann<sup>8</sup>. Anschließend kann die Knochenresorptionsrate entweder gleich bleiben oder aber jedes Jahr um 0,1 mm zunehmen, was das Risiko eines Implantatverlusts erhöht<sup>9</sup>.

Neben der Qualität und Quantität des Knochens können die Länge, der Durchmesser und die Geometrie des Implantats die Spannungsverteilung im Knochengewebe beeinflussen<sup>10, 11</sup>. Davon ausgehend könnten Erkenntnisse dazu, inwiefern jeder dieser Faktoren bei Belastung zur Spannungsverteilung im Knochen beiträgt, für die richtigen klinischen Entscheidungen zur Reduzierung der Spannung im Knochen um den Implantathals relevant sein. So könnte das Risiko der Knochenresorption reduziert werden.

In dieser biomechanischen Studie untersuchten die Autoren, inwieweit drei Parameter (Implantatlänge,

-durchmesser und -geometrie) zur Spannungsverteilung im Knochen beitragen. Dazu verwendeten sie eine dreidimensionale Finite-Elemente-Analyse (3D-FE) zu Implantaten des Biotechnology Institute (BTI). Die 3D-FE-Analyse ist ein akkurates und gültiges Werkzeug zur Untersuchung der Auswirkungen von Belastungs- und Implantatparametern auf die Spannungsverteilung im Knochenmodell<sup>12</sup>.

## Material und Methode

### Implantate

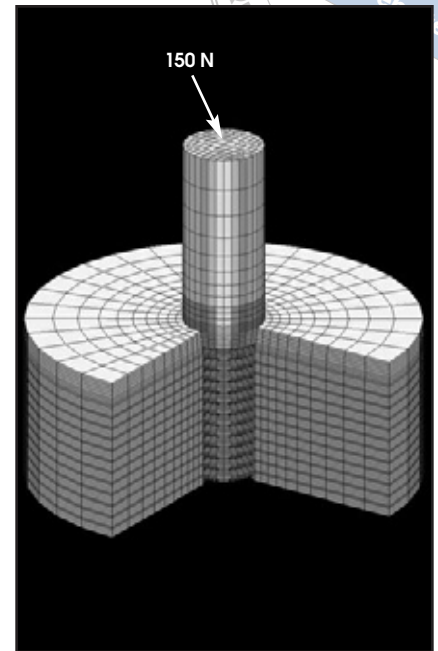
In dieser Untersuchung zu den Auswirkungen der Länge, des Durchmessers und der Geometrie von Implantaten auf die Spannungsverteilung im Knochen wurden vier BTI-Dentalimplantate mit unterschiedlichen Plattformen verwendet. Die vier Implantatsysteme (Tiny, Interna Uni-

versal, Interna Plus und Interna Wide) sind in Abbildung 1 schematisch dargestellt. Der wesentliche geometrische Unterschied zwischen den Implantaten ist der Durchmesser der Plattformen (Tiny: 3,5 mm, Interna Universal: 4,1 mm, Interna Plus: 4,1 mm (mit 4,8-mm Hals), Interna Wide: 5,5 mm). Um den Einfluss von Länge und Durchmesser zu untersuchen, wurden zu jeder Plattform verschiedene Implantatmodelle ausgewählt und simuliert. Es wurden Implantate mit einer Länge von 8,5, 10,0, 11,5, 13,0 und 15,0 mm und einem Durchmesser von 2,5, 3,3, 3,75, 4,0, 4,5 und 5,0 mm untersucht.

### FE-Modell

Es wurde ein 3D-FE-Modell generiert, um die Spannungsverteilung im Knochen um Dentalimplantate nach Belastung zu analysieren. In 3D-Modellen wird die Spannung nor-

**Abb. 2** Schematische Darstellung des osseointegrierten Implantat-Abutment-Modells im Knochenlager unter einer schrägen Belastung von 150 N.



malerweise durch einen Spannungstensor mit sechs Komponenten dargestellt. Die Mises-Vergleichsspannung, die alle diese Komponenten als einen Wert wiedergibt, wurde für die Variationen von Geometrie, Länge und Durchmesser errechnet. Dafür wurde MSC Patran (MSC Software Corporation) verwendet. Alle Berechnungen erfolgten mit der MSC-Marc-Solvertechnologie. Die Software lief auf einer Dell Precision 470 Workstation (Dell).

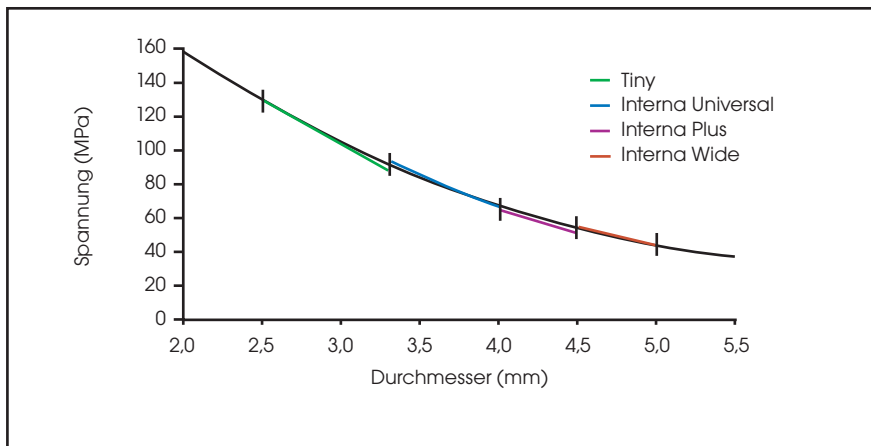
Für diese Studie wurden Modelle aus 20000 bis 85000 Elementen generiert, je nach Implantattyp. Für die Diskretisierung und die Analyse wurden isoparametrische Elemente mit 8-Knotenpunkten-Hexaedern verwendet. Die Knochenstruktur wurde als Zylinder mit 20 mm Durchmesser mit der Höhe des jeweils untersuchten Implantats modelliert. Die Randbedingungen des modellierten Knochenabschnitts waren so begrenzt, dass die Verlagerung der Knoten-

punkte in alle Richtungen gleich 0 war. Der Knochendurchmesser war so groß (20 mm), dass diese Randbedingung in der Spannungssituation über dem Analysebereich (dem Knochen um das Implantat) irrelevant war. Das gesamte Knochenvolumen wurde als isotropes, elastisches und lineares Material mit den Eigenschaften von Kortikalis ( $\epsilon = 1,37 \times 10^4$  MPa, Poissonzahl = 0,3)<sup>13, 14</sup> betrachtet. Das Implantat galt als perfekt osseointegriert. Letzteres wurde erzielt, indem zwischen Implantat und Knochen eine perfekte Verbindung von Knotenpunkt zu Knotenpunkt erzeugt wurde.

Die Implantate wurden als vollständige 3D-Hexaeder-Modelle simuliert. Das Titanimplantat wurde zusammen mit einem Titanabutment als ein Stück modelliert ( $\epsilon = 1,03 \times 10^4$  MPa, Poissonzahl = 0,35). Um diese Hexaederelemente zu verwenden, die im Vergleich zu tetraedralen Elementen genauere Ergebnisse lie-

fern, wurden die Implantatgewinde gerade und nicht spiralförmig modelliert. Die geometrischen 3D-Modelle des Implantats und des Abutments, der Knochenstruktur und der Materialien wurden vereinfacht, um Berechnungszeit und Speicherplatz zu sparen. Dies beeinträchtigte das Endergebnis allerdings nicht, da alle Modelle die gleichen Vereinfachungen aufwiesen.

Um den Einfluss der angeführten Implantatparameter auf die Spannungsverteilung im Knochen zu analysieren, wurde in einem Winkel von 30 Grad zur Okklusionsebene entsprechend der ISO-Norm 14801:2003 eine maximale Kraft von 150 N ausgeübt. In Abbildung 2 ist eine schematische Zeichnung des osseointegrierten Implantat-Abutment-Verbindungsmodells in der Knochenstruktur unter einer schrägen Belastung von 150 N zu sehen.



**Abb. 3** Der Einfluss von Implantatlänge, -durchmesser und -geometrie auf die Mises-Spannungen im benachbarten Knochen. Die Fehlerbalken entsprechen dem Einfluss der Implantatlänge bei konstantem Durchmesser.

## Ergebnisse

Die mathematische Analyse, die mit der 3D-FE-Analyse durchgeführt wurde, zeigte je nach den untersuchten Implantatparametern unterschiedliche Spannungsverteilungen. Der Plot der maximalen Mises-Vergleichsspannung am Implantat-Knochen-Interface für die unterschiedlichen Implantatgeometrien (Tiny, Interna Universal, Interna Plus und Interna Wide), -durchmesser (von 2,5 bis 5,0 mm) und -längen (von 8,5 bis 15,0 mm) zeigte eine parabolische Regressionskurve ( $R^2 = 0,99973$ , Abb. 3). Das deutet darauf hin, dass der Einfluss des Implantatdurchmessers auf die Spannungsverteilung im Knochen deutlich signifikanter ist als die Auswirkung der Länge oder der Geometrie des Implantats.

Der höchste Spannungswert trat beim Tiny-Implantat mit 2,5 mm Durchmesser und 8,5 mm Länge auf (122,9 MPa). Die niedrigste Spannung wurde bei der Simulation eines Interna-Wide-Implantats mit 5,0 mm Durchmesser und 15,0 mm Länge (39,6 MPa) beobachtet. Wenn der Durchmesser der Tiny-Implantate von 2,5 auf 3,3 mm erhöht wurde, sank der Spannungswert um 30,7 %. Eine

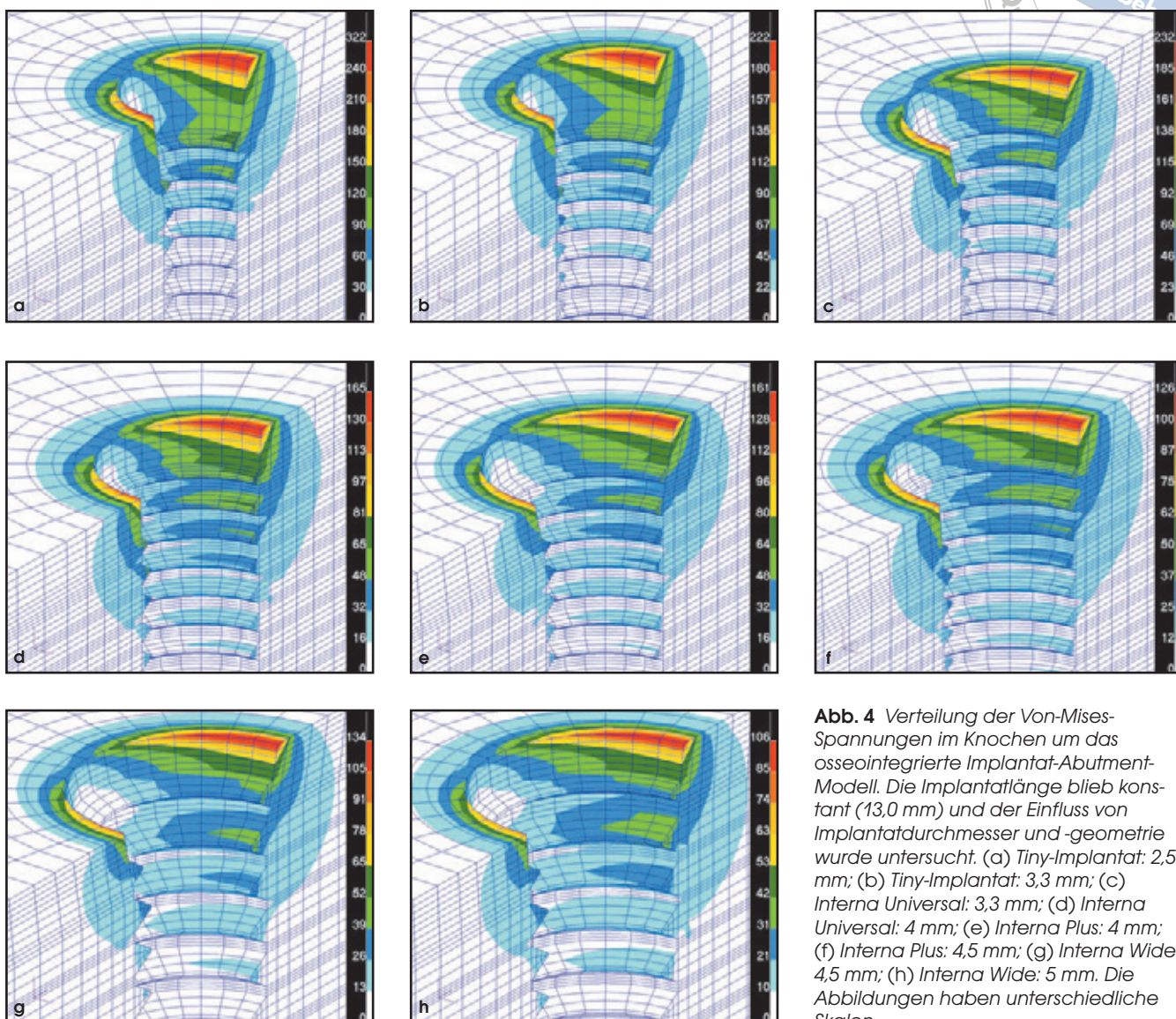
Längenzunahme hingegen (von 8,5 auf 15,0 mm) führte nur zu einer Reduzierung von 1,71 %. Ein ähnliches Verhalten wurde bei den Interna-Universal-Implantaten beobachtet. Die maximale Spannung im Knochen um das Implantat mit einem Durchmesser von 3,3 mm war 28,2 % höher als um das Implantat mit 4,0 mm Durchmesser, während eine Änderung der Länge die Spannung nur um 2,4 % reduzierte.

Interessanterweise war die Differenz bei der Spannungsreduzierung durch den höheren Implantatdurchmesser bei den breiteren Implantaten weniger ausgeprägt. Wenn der Durchmesser der Interna-Plus- und Interna-Wide-Implantate erhöht wurde, war die Spannung um mehr als 20 % reduziert. Wenn hingegen die Länge erhöht wurde, war die Spannung um 5 % bzw. 7,6 % reduziert. Änderungen der Implantatgeometrie führten nur zu geringfügigen Änderungen der Spannungsverteilung (Abb. 3). Bei einer Modifizierung der Geometrie (bei gleichem Durchmesser und gleicher Länge) war die Spannung bei keinem der untersuchten Implantate um mehr als 7 % reduziert.

Die FE-Analyse offenbarte auch eine ungleichmäßige Spannungsverteilung innerhalb des Knochenlagers, und zwar unabhängig von der Geometrie, der Länge und dem Durchmesser des untersuchten Implantats. Abbildung 4 zeigt die Spannungsverteilung im Knochen um Implantate mit unterschiedlichen Plattformen (Tiny, Interna Universal, Interna Plus und Interna Wide) und Durchmessern (2,5, 3,3, 4,0, 4,5 und 5 mm), aber gleicher Länge (13 mm). Die Ergebnisse zeigten, dass der Bereich mit der maximalen Spannung um den Implantathals lag und in apikaler Richtung progressiv abnahm. Außerdem nahm das Spannungsfeld in größerem Abstand vom Implantat erheblich ab.

Bei der Spannungsverteilung aller untersuchten Implantate zeigte sich zwar ein ähnlicher Trend, aber die maximalen Von-Mises-Spannungswerte unterschieden sich erheblich. Beispielsweise befand sich bei dem Tiny-Implantat mit 2,5 mm Durchmesser (Abb. 4a) und dem Tiny-Implantat mit 3,3 mm Durchmesser (Abb. 4b) der Bereich der maximalen Spannung im koronalen Bereich des periimplantären Gewebes. Die für dieselbe Belastung errechneten Werte





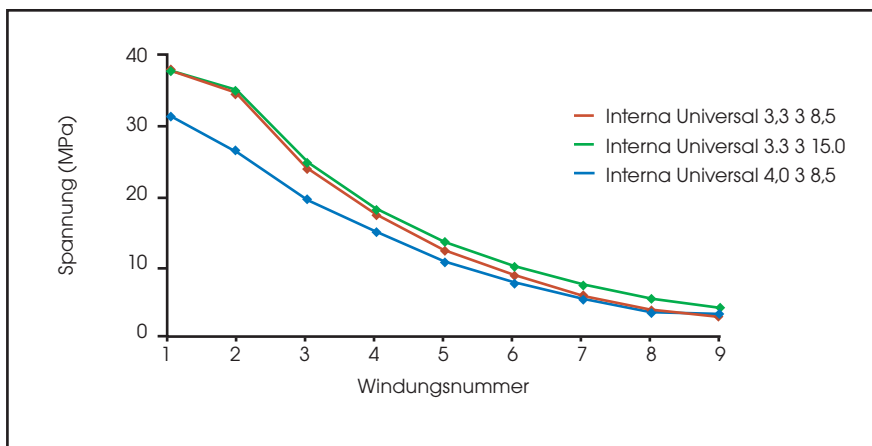
**Abb. 4** Verteilung der Von-Mises-Spannungen im Knochen um das osseointegrierte Implantat-Abutment-Modell. Die Implantatlänge blieb konstant (13,0 mm) und der Einfluss von Implantatdurchmesser und -geometrie wurde untersucht. (a) Tiny-Implantat: 2,5 mm; (b) Tiny-Implantat: 3,3 mm; (c) Interna Universal: 3,3 mm; (d) Interna Universal: 4 mm; (e) Interna Plus: 4 mm; (f) Interna Plus: 4,5 mm; (g) Interna Wide: 4,5 mm; (h) Interna Wide: 5 mm. Die Abbildungen haben unterschiedliche Skalen.

nahmen aber ab, wenn der Durchmesser erhöht wurde (Skala am Rand jeder Abbildung).

Die Autoren untersuchten auch, welchen Einfluss unterschiedliche Längen, Durchmesser und Geometrien der BTI-Dentalimplantate auf die Spannungsverteilung im Knochen neben den Implantatwindungen hatten. Bei allen untersuchten Implan-

taten nahmen die maximalen Spannungswerte in apikaler Richtung mit der Windungsnummer progressiv ab (Abb. 5). Die maximalen Spannungswerte im Knochen neben den ersten sechs Windungen der kürzeren Implantate (8,5 mm) waren ähnlich und noch niedriger als die Werte, die bei den längeren Implantaten (15,0 mm) mit konstantem Durchmesser beob-

achtet wurden. Im Gegensatz dazu waren die maximalen Spannungswerte erheblich reduziert, wenn der Implantatdurchmesser zunahm (Abb. 5). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die höchste Spannung im Knochen um die ersten sechs Implantatwindungen auftritt, unabhängig von Implantatlänge, -durchmesser oder -geometrie.



**Abb. 5** Einfluss der unterschiedlichen Längen und Durchmesser der BTI-Dentalimplantate auf die Spannungsverteilung im Knochen neben den einzelnen Implantatwindungen.

## Diskussion

Die 3D-FE-Analyse ist eine häufig angewandte Methode der Spannungsanalyse in der Wissenschaft und Industrie. Außer für die Untersuchung von Dentalimplantaten wird sie auch für die Analyse von Hüftgelenken und Knieprothesen verwendet<sup>16</sup>. Da es derzeit keine Methode gibt, mit der Deformationen und die Spannungsverteilung in der Mikroumgebung des Knochens um osseointegrierte Implantate *in vivo* untersucht werden können, könnte die mathematische Simulation mithilfe der 3D-FE-Analyse ein gültiges Hilfsmittel sein, um dieses Thema zu erhellen. In dem hier vorgestellten 3D-FE-Modell wurden mehrere Vermutungen zu den simulierten Strukturen aufgestellt: Die Knochenstruktur wurde als isotrop und homogen betrachtet und besaß eine lineare Elastizität. Das Implantat galt als perfekt osseointegriert (100 % Implantat-Knochen-Interface). Da die Vereinfachungen auf alle Modelle angewandt wurden, beeinträchtigten diese Vermutungen das Endergebnis nicht.

In dem vorliegenden Artikel untersuchten die Autoren den Einfluss unterschiedlicher Längen, Durchmesser und Geometrien von BTI-Dentalim-

plantaten auf die Spannungsverteilung im Knochengewebe unter einer schräg einwirkenden Belastung. Die gewonnenen Ergebnisse sind wichtig, da die drei untersuchten Parameter die Spannungsverteilung im Knochen beeinflussen<sup>11, 13, 17</sup>. Laut der Hypothese von Carter et al. kann eine übermäßige Spannung für das Knochengewebe problematisch sein und zu einer hypertrophen Reaktion und lokalen Überlastung führen, die wiederum in den Bereichen der einwirkenden Belastung eine Knochenresorption verursachen könnte<sup>18</sup>. Außerdem wurde berichtet, dass Belastungen, die Mikrobewegungen in einer Größenordnung von 100 bis 200  $\mu\text{m}$  auslösen, das Knochenwachstum beeinträchtigen, die Bildung einer fibrotischen Schicht induzieren und das Risiko des Implantatverlusts erhöhen können<sup>19</sup>. Davon ausgehend könnte die Reduzierung der Spannung um die Implantate erheblich dazu beitragen, die Risiken der Knochenresorption und des Implantatmisserfolgs zu reduzieren.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass der Implantatdurchmesser größeren Einfluss auf die Reduzierung der Spannungsverteilung im Knochen hat als die Länge oder die Geometrie des Implantats. Petrie und

Williams<sup>17</sup> berichteten in einer weiteren biomechanischen Studie, in der schräge okklusale Belastungen angewandt wurden, von ähnlichen Schlussfolgerungen. Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass eine leichte Zunahme des Durchmessers von BTI-Implantaten unabhängig von der verwendeten Plattform (Tiny, Interna Universal, Interna Plus und Interna Wide) die maximale Von-Mises-Spannung im Knochen um 20 % bis 30 % verringern kann. Die Zunahme der Implantatlänge von 8,5 mm auf 15,0 mm führte nur zu einer Spannungsreduzierung von 1 % bis 7,6 %, während eine veränderte Geometrie der Plattform die Spannung nur um bis zu 7 % reduzierte. Aus biomechanischer Sicht kann die Verwendung von breiteren Implantaten vorteilhaft sein, um einwirkende Kräfte abzuleiten und die Spannung im Knochen um das Implantat zu verringern.

Interessant ist weiterhin, dass die maximale Von-Mises-Spannung in der Kortikalis am Implantatthals auftrat. Das stimmt mit früheren Berichten in der Literatur überein<sup>20-22</sup>. Außerdem war die Spannungsverteilung im Knochen ungleichmäßig. Sie nahm ab, wenn der Abstand zu der einwirkenden Belastung größer wurde.

Ein wichtiges Ergebnis dieser Untersuchung ist, dass die Spannung im Knochen fast vollständig um die ersten sechs Implantatwindungen verteilt ist, unabhängig von Länge, Durchmesser oder Geometrie des Implantats. Da die Spannungsverteilung im Knochen an jeder Windung bei kurzen (8,5 mm) und langen Implantaten (15,0 mm) mit konstantem Durchmesser ähnlich war, kann gefolgert werden, dass diese beiden Implantattypen bei der gleichen schräg einwirkenden Belastung ein vergleichbares biomechanisches Verhalten zeigen. Diese Daten bestätigen, dass es aus biomechanischer Sicht sinnvoll ist, in anatomischen Bereichen, in denen das Alveolarkammniveau eingeschränkt ist (z. B. im Seitenzahnbereich des Ober- und Unterkiefers), kürzere und breitere Implantate zu verwenden.

## Offenlegung

Dieser Artikel wurde vom Biotechnology Institute, Vitoria, Spanien finanziert. Die Autoren sind als Forscher für dieses Unternehmen tätig.

## Literatur

- Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:211–217.
- Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed protheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:227–231.
- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155–170.
- Quiryren M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark System. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104–111.
- Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 2001;29:100–105.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82–90.
- Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633–640.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.
- Wiskott HW, Belsler UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429–444.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80–88.
- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195–202.
- Vollmer D, Meyer U, Joos U, Végh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000;28:91–96.
- Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004;91:20–25.
- Cağlar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36–44.
- Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519–1524.
- Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38–44.
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:486–494.
- Carter DR, Van Der Meulen MC, Beaupré GS. Mechanical factors in bone growth and development. *Bone* 1996;18(suppl):S5–S10.
- Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech* 2000;33:1611–1618.
- Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671–676.
- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391–398.
- Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: A finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:353–362.