

**Autor**  
Wissenschaftler  
**Status**  
Innovativ  
**Kategorie**  
Übersicht

# Anwendung numerischer Methoden in der Zahnheilkunde

## Computersimulation kieferorthopädischer, implantologischer und prothetischer Behandlungsaufgaben

Christoph Bourauel, Susanne Reimann, Alireza Rahimi, Ludger Keilig (Teil 2)

Im ersten Teil dieses Beitrags wurden die Einsatzmöglichkeiten numerischer Methoden in der zahnärztlichen Behandlungsplanung auf der Basis von dreidimensionalen Patientendaten vorgestellt. Dabei wurde zunächst das Grundprinzip der Finite-Elemente-Methode (FEM) erläutert, bei der ein Körper in eine Vielzahl kleiner mechanischer Elemente zerlegt wird. Unter Annahme bestimmter biomechanischer Bedingungen können mit dieser Methode auch zahnmedizinische Fragestellungen simuliert werden. Die Anwendung auf die kieferorthopädische Behandlungsplanung wurde bereits ausführlich beschrieben. In diesem zweiten Teil folgen nunmehr Beispiele aus der zahnärztlichen Prothetik und der zahnärztlichen Implantologie.

### Biomechanische Analyse eines Geschiebesystems

Seit über einem halben Jahrhundert werden in der zahnärztlichen Prothetik Geschiebesysteme eingesetzt, um insbesondere die stark verkürzte Zahnreihe mit einer herausnehmbaren Teilprothese zu ergänzen und das Kausystem funktionell wiederherzustellen. Für den klinischen Erfolg von Verankerungselementen sind neben einer geeigneten Indikationsstellung biologische, werkstoffkundliche und konstruktionstechnische Parameter ausschlaggebend<sup>[8, 9, 10]</sup>. Bei Präzisionsgeschieben sollte die zu versorgende Zahn- / Ankerkrone eine gewisse Mindesthöhe aufweisen, damit zwischen den Patrizen und Matrizen sowohl eine ausreichende Friktionsfläche vorhanden ist, als auch diese dauerhaft funktionsfähig bleibt.

Ziel dieser Untersuchung war es, die intraoralen mechanischen Belastungen eines Geschiebesystems im klinischen Alltag und die biomechanischen Belastungen von Ankerzahn und prothesentragender Mukosa mithilfe der Finite-Elemente-Methode zu analysieren. Hierfür wurde ein aktuelles Geschiebesystem (Mini-SG PLUS, Cendres & Métaux, CH-Bienne) ausgewählt, für das verschiedene Modifikationen der Matrizen- beziehungsweise Patrizenkonstruktion vorgenommen wurden (Abb. 6). Bei der Erstellung der FE-Modelle wurde besonderes Augenmerk auf eine anatomisch korrekte Modellierung der biomechanisch relevanten Strukturen, insbesondere der Weichgewebe, gelegt.

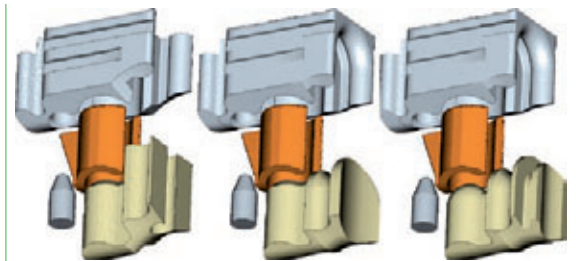


Abb. 6: Drei der untersuchten Geometrievarianten des Geschiebes Mini-SG PLUS.

### FE-Modell des Unterkiefers und der Prothese

Zur Untersuchung des Lastverhaltens verschiedener Geschiebesysteme im klinischen Einsatz wurde das FE-Modell eines Unterkiefers erstellt, der nur noch mit Schneide- und Eckzähnen bezahnt war. Um die Größe des resultierenden FE-Modells zu reduzieren, wurde unter Annahme einer Symmetrie lediglich die linke Kieferhälfte modelliert (Abb. 7).

Basis des erstellten Modells war wiederum der in Teil I des Beitrags erwähnte Datensatz. Nach Ent-

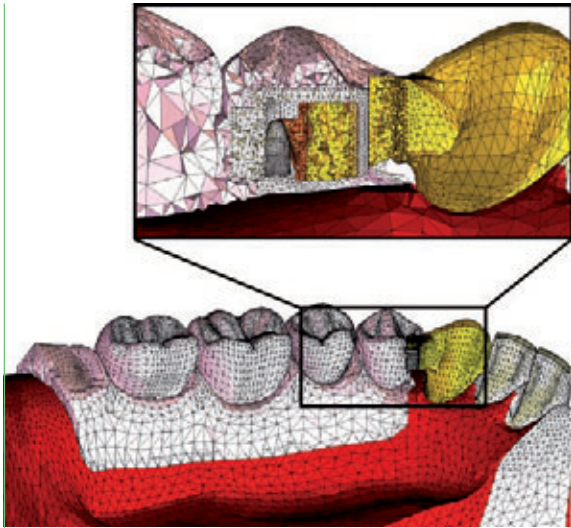


Abb. 7: FE-Modell einer Unterkieferhälfte mit Restbe-zahnung im Frontbereich und einer Freidendprothese im Seitenzahnbereich. Die Prothese ist über ein Geschiebe am Zahn 33 verankert. Die Patrize wurde als an die Goldkrone angegossen modelliert und die Matrize in die Prothese eingebettet.

fernen der Zähne 34 bis 38 wurde die Oberfläche der Mukosa im anterioren Bereich geglättet und so weit abgesenkt, dass sie der klinischen Situation mit einer Atrophie infolge des Zahnverlustes entsprach. Darunter wurde unter Annahme einer Schleimhautdicke von 1,0 bis 2,4 mm der atrophierte Knochen modelliert. Die Modellierung der Schleimhaut erlaubte eine federnde Abstützung der noch zu modellierenden Prothese entsprechend der klinischen Situation. Das für die Beweglichkeit der verbleibenden Zähne 31 bis 33 entscheidende PDL wurde mit einer angenommenen konstanten Dicke von 0,2 mm im Übergang von Zahn und Knochen modelliert. Die federnde Abstützung der Prothese auf der Mukosa sowie die erhöhte Beweglichkeit des Zahnes durch Berücksichtigung des PDLs gewährleisteten die korrekte Berücksichtigung der biomechanischen Aufhängung in der klinischen Situation.

Auf dem Unterkiefer-Modell wurde entsprechend der klinischen Indikation eine Freidendprothese modelliert, die mit dem zu untersuchenden Geschiebe an Zahn 33 fixiert wurde. Die Prothesenbasis wurde direkt auf der atrophierten Mukosa modelliert, sodass in der Simulation von einem perfekten Sitz auszugehen ist. Der Einfluss einer mangelhaften Kongruenz von Prothese zu Prothesenlager auf das Lastverhalten ist selbstverständlich nicht zu vernach-

lässigen, stand jedoch zunächst nicht im Fokus dieser Untersuchung.

In der Detailansicht der Abbildung 7 ist die Verbindung von Prothese und Ankerzahn über das Geschiebe zu erkennen. Die Matrize wurde in die Prothese eingelassen, die Patrize wurde mit der Krone des Ankerzahns verbunden. Zur Untersuchung und zum Vergleich verschiedener Geschiebesysteme mussten demnach nur die Verbindungen Matrize / Prothese und Eckzahnkrone / Patrize mit geringem Aufwand neu modelliert werden. Die Materialparameter für die Simulationen wurden den Herstellerangaben beziehungsweise der Literatur<sup>[11]</sup> entnommen (Tabelle 2).

Material	E-Modul	Querkontraktionszahl $\mu$
Knochen (nicht differenziert)	2,0 GPa	0,30
Zähne (nicht differenziert)	20 GPa	0,30
Mukosa	1,0 MPa	0,37
PDL	50 MPa	0,30
Prothese (PalaPress)	2,5 GPa	0,36
Patrize und Krone (Ceramicor)	136 GPa	0,36
Matrize (Titanium Grade 2)	94,4 GPa	0,36
Aktivierschraube (Ti Grade 4)	100 GPa	0,36
Retentionselement (Polymer)	2,9 GPa	0,33

Tabelle 2: Materialeigenschaften von Zahn, Knochen, PDL, Prothese und Geschiebe. Zahn und Knochen wurden nicht differenziert in Schmelz / Dentin beziehungsweise Kortikalis / Spongiosa.

Zur Simulation der Belastung der Geschiebe, der Mukosa und des Ankerzahns im klinischen Einsatz wurden zwei Lastfälle definiert: Beißen im Eckzahnbereich und Kauen im Molarenbereich. Hierzu wurde die Prothese entweder im Bereich des Zahnes 34 oder im Bereich des Zahns 36 mit definierten Kräften von 100 N von koronal belastet (Abb. 7). Belastung mit Kräften von circa 100 N werden in der Literatur als typisch für klinische Belastungssituationen wie Kauen oder Schlucken beschrieben<sup>[12, 13]</sup>.

## Ergebnisse und Diskussion

Ein Teil der Ergebnisse ist in Abbildung 8 zusammengefasst. Dabei zeigt Abbildung 8a die berechneten Spannungen in den verschiedenen Patrizienvarianten in farblich kodierter Darstellung am Beispiel der Simulation des Beißens im Eckzahnbereich. Um die Verteilung der Spannungen deutlicher zu zeigen, wurde die Farbskala einheitlich auf 250 MPa skaliert. Im Referenzgeschiebe (Abb. 8a, links) kam es bei dieser Belastung zu zwei voneinander abgegrenzten Spannungsbereichen. So wurden an der Oberseite des Funktionszylinders Spannungen von bis zu 450 MPa ermittelt, im oberen Bereich des Halses wurde in einem größeren Areal eine Spannung von 180 bis 270 MPa ermittelt. Eine derartige großflächige Belastung kann insbesondere bei der Belastung des Hebelarms sowie der Oberseite des Funktionszylinders in kritischen Fällen zu einem Versagen des Geschiebes führen. Diese kritische Situation wurde mithilfe der Designvarianten des Geschiebes (Abb. 8a, mitte und rechts) entschärft. Durch die eingefügte Führungsrille wird die Lasteinleitung durch die Matrize im Wesentlichen in diesem Bereich aufgefangen und vom Halsbereich fortgeleitet. Die Bruchgefahr ist hier deutlich reduziert.

Abbildung 8b fasst die biomechanischen Ergebnisse für das Referenzgeschiebe bei Beißen im Prämolarenbereich und Kauen im Molarenbereich zusammen. Die beiden linken Bilder in Abbildung 8b stellen

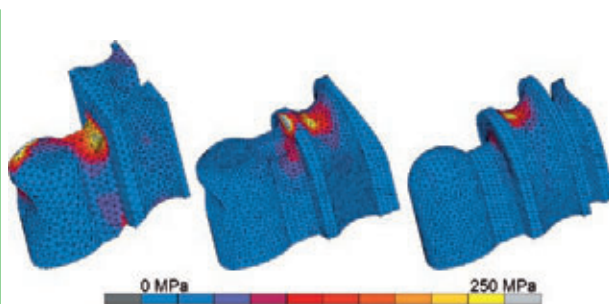


Abb. 8a: Darstellung der berechneten Spannungen in den verschiedenen Patrizienkonfigurationen. Die höchsten Belastungen entstanden jeweils im Halsbereich, dem Übergang vom Funktionszylinder in die Führungsrillen. Bei der Ausgangsgeometrie (links) zeigte sich insbesondere eine großflächige Belastung im gesamten Hals. Dies kann ggf. zu einer Materialüberlastung mit Bruchgefahr führen. Bei den Geometrievarianten stützte sich die Prothese im oberen Bereich der abgerundeten Führungsrille ab.

die Spannungsverteilung im PDL des Ankerzahns dar, die rechten Bilder zeigen die Belastung (Kompression) der Mukosa unter der Prothese – jeweils wieder in farblicher Kodierung. Hier ist zu erkennen, dass im Falle des Beißens (Abb. 8b, ganz links) die Spannung im Zahnhalteapparat des Eckzahns deutlich höher ist als beim Kauen. Dafür zeigt sich lediglich eine schwach punktuelle Deformation der Mukosa unterhalb des Prämolaren der Prothese. Beim Kauen wird die Belastung zum wesentlichen Teil durch die Mukosa abgefedert (Abb. 8b, ganz rechts). Die großflächige Kompression um bis zu 20 % führt dabei zu einer deutlichen Reduktion der Spannungen im PDL des Eckzahns. In allen simulierten Lastfällen blieben die Deformationen und Spannungen sowohl im Zahnhalteapparat als auch in der Mukosa stets im physiologischen Bereich.

Das vorgestellte Beispiel zeigt, dass mit derartigen Simulationsmodellen nicht nur eine eventuell gefährliche Belastung von Prothesen oder Halteelementen ebenso erkannt und gegebenenfalls vermieden werden kann, wie die biomechanischen Belastungen der anatomischen Strukturen, die sich durch Einbringen eines Zahnersatzes gegenüber der natürlichen Situation drastisch ändern.

## Analyse der Knochenbelastung um Dentalimplantate

Die Implantologie hat das Spektrum zahnärztlich-prothetischer Versorgungen in ganz entscheidendem

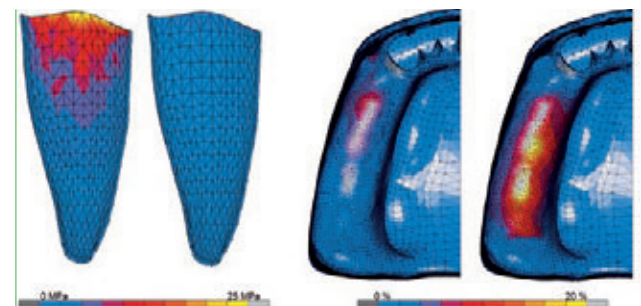


Abb. 8b: Biomechanische Belastung des Parodontalligaments (links) und der Mukosa (rechts) bei simuliertem Beißen / Kauen im Prämolaren- und im Molarenbereich. Bei Beißen im Prämolarenbereich (jeweils linkes Bild) wurde ein größerer Teil der Kaubelastung auf das PDL übertragen. Diese Belastung konzentrierte sich auf den Alveolarrand, blieb aber im physiologischen Bereich. Bei Kauen im Molarenbereich (jeweils rechtes Bild) ergab sich eine gleichmäßige Lasteinleitung in die Mukosa bei gleichzeitig reduzierter Belastung des PDLs des Ankerzahns.

Maße erweitert. Sie ist heutzutage bei gegebener Indikation eine zuverlässige Methode zur Verankerung sowohl von Einzel- und Mehrzahnersatz als auch von Vollprothesen. Bei zunehmendem Erfolg der zahnärztlichen Implantologie und deren Anwendung gewinnen patientenorientierte Konzepte für einen zügigen Versorgungsablauf bis hin zur Sofortversorgung immer stärker an Bedeutung. Dabei ist entscheidend, eine hohe Primärstabilität des Implantats auch bei geringeren Knochendichten zu erzielen und die Osseointegration des Implantats bei physiologischer Belastung zu ermöglichen oder gegebenenfalls sogar zu verbessern.

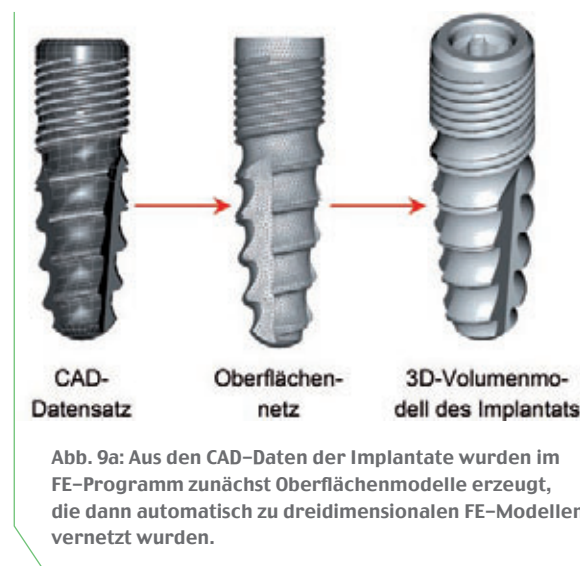
Heutzutage stehen dem Implantologen zur Planung des Insertionsortes verschiedene Systeme zur Verfügung. Im Allgemeinen basiert eine derartige Planungssoftware auf Daten von Computertomographen oder digitalen Volumentomographen. Damit liegt ein dreidimensionales Modell des Patienten in der Software vor, das Implantat muss jedoch vom Behandler an dem ausgewählten Insertionsort im Simulationsprogramm „von Hand“ positioniert werden. Dafür ist es notwendig, ebenfalls ein entsprechendes 3D-Modell des Implantats zur Verfügung zu haben. Liegen diese beiden Komponenten vor, so ist es möglich, die klinische Situation vor dem klinischen Eingriff biomechanisch zu analysieren. Auch derartige Analysen stützen sich auf die Finite-Elemente-Methode. Sie reichen von ersten Untersuchungen vor beinahe 30 Jahren an einfachen zweidimensionalen Modellen bis hin zu aufwendigen dreidimensionalen Simulationen, die unter anderem auch nicht-osseointegrierte, also sofortbelastete Situationen darstellen<sup>[14-18]</sup>.

Die hier gewählten Beispiele zeigen die Ergebnisse von FE-Analysen an tioLogic<sup>®</sup>-Implantaten (Dentaurum, D-Ispringen) mit unterschiedlichen biomechanischen Randbedingungen. Dabei sollen insbesondere die unterschiedlichen Primärstabilitäten und Knochenbelastungen in osseo- und nicht-osseointegrierten Situationen aufgezeigt werden.

### FE-Modell von Implantat und Knochen

Die dreidimensionalen FE-Modelle der Implantate basieren auf CAD-Daten im IGES-Format, die vom

Hersteller zur Verfügung gestellt wurden. Abbildung 9a zeigt schematisch den Weg vom CAD-Datensatz zum FE-Modell. Es ist zu erkennen, dass das Implantat zusätzlich mit einem Feingewinde versehen ist, welches zur Erhöhung der Primärstabilität aufgebracht wurde. Ansonsten entspricht die Geometrie vollständig dem entsprechenden Implantat ohne Feingewinde. In Abbildung 9b ist das Implantat eingesetzt in ein idealisiertes Knochensegment dargestellt. Dieses kann in Simulationen realer, klinischer Situationen natürlich durch die Daten einer Patientengeometrie ersetzt werden. Der Knochen wurde in Spongiosa und Kortikalis differenziert, um der realen Verankerungssituation Rechnung zu tragen. Die Materialparameter sind in Tabelle 3 zusammengefasst.



Material	E-Modul [GPa]	Querkontraktionszahl $\mu$
Implantat	110	0,3
kortikaler Knochen	20	0,3
spongioser Knochen	0,3	0,3

Tabelle 3: In den Simulationen zur Implantatbelastung verwendete Materialeigenschaften von Implantat, Spongiosa und Kortikalis.

Das Implantat wurde mit einer senkrechten Kraft von 100 N zentral und von okklusal belastet (Abb. 9b). Dabei wurden die folgenden drei Situationen simuliert: Zunächst wurde angenommen, dass das Implantat vollständig eingeeilt ist. Somit bestand eine feste Verbindung von Implantatoberfläche und Knochen. Anschließend wurden zwei Simulationen



Abb. 9b: Die Implantate wurden in idealisierte Knochen-segmente inseriert und mit einer vertikalen Kraft von 100 N belastet.

durchgeführt, bei denen angenommen wurde, dass das Implantat noch nicht eingehelt ist. Damit simuliert man eine sogenannte Sofortbelastung. Hierzu wurde das Verhalten des entsprechenden Implantats ohne Feingewinde sowie das Verhalten mit Feingewinde in sogenannten Kontaktanalysen simuliert. Bei Kontaktanalysen sind Implantatoberfläche und Kno-

chen nicht mehr fest verbunden, sondern die Simulation erlaubt dem Implantat, sich vom präparierten Knochenbett zu lösen und im Knochen zu „gleiten“. Die so simulierte Sofortbelastung stellt eine völlig andere biomechanische Situation dar, als ein osseointegriertes Implantat.

## Ergebnisse und Diskussion

Abbildung 10 stellt in farblicher Kodierung die berechneten Auslenkungen der Implantate in den oben beschriebenen Situationen dar. Die osseointegrierte Situation (Abb. 10a) zeigt eine geringe Implantatauslenkung von lediglich etwa 2,5  $\mu\text{m}$ . Dies entspricht auch den Untersuchungen anderer Autoren an verschiedenen anderen Implantatgeometrien. Geht man jedoch über zur nicht-osseointegrierten Situation und simuliert das Verhalten des Implantats ohne Feingewinde, so steigt die Implantatauslenkung extrem an (Abb. 10b). Zu beachten ist hier, dass die Skalierung auf 30  $\mu\text{m}$  erhöht wurde und dass die dargestellte Bewegung des Implantats im Bild um den Faktor 100 überhöht wurde. Es ist deutlich zu erkennen, dass sich die Implantatoberfläche vom Knochenbett ablöst. Durch den Einsatz des Implantats mit Feingewinde (Abb. 10c) reduziert sich die Auslenkung bei gleicher Belastung wieder deutlich. Dennoch ist auch hier bei einer vertikalen Implantatbewegung von 10  $\mu\text{m}$  ein Ablösen der Implantatoberfläche vom Knochenbett zu erkennen.

Als Maß für die biomechanische Belastung des Knochens um Dentalimplantate wird im Allge-

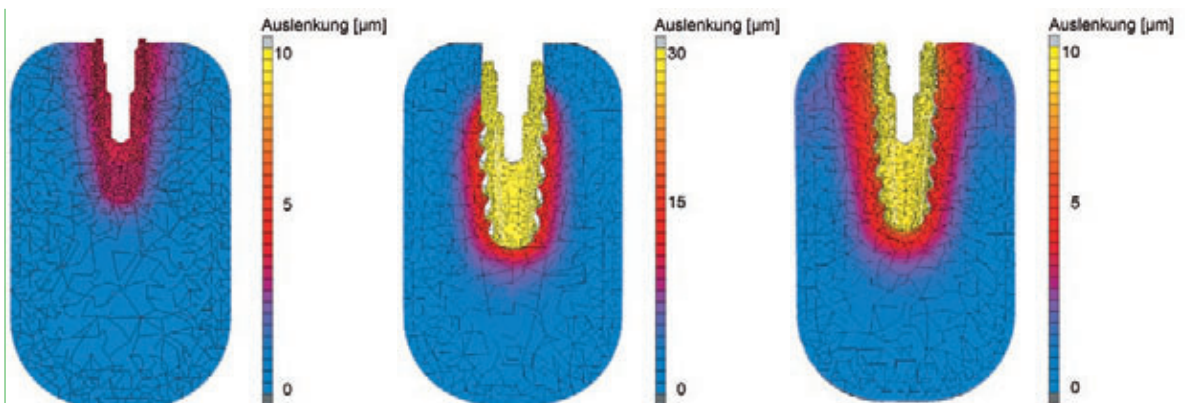


Abb. 10a–c: Farblich kodierte Darstellung der Implantatauslenkungen bei a) osseointegrierter Situation für das Implantat mit Feingewinde, b) nicht-osseointegrierter Situation ohne und c) mit Feingewinde. Die feste Verbindung von Implantatoberfläche und Knochen im Falle a) führt zu einer gleichförmigen Auslenkung von Implantat und Implantatbett, wodurch der Übergang Implantat / Knochen kaum zu erkennen ist. Dagegen ist in den Fällen b) und c) deutlich das Ablösen des Implantats vom Knochen zu sehen. Zu beachten ist, dass die Implantatauslenkung um den Faktor 100 erhöht dargestellt ist.

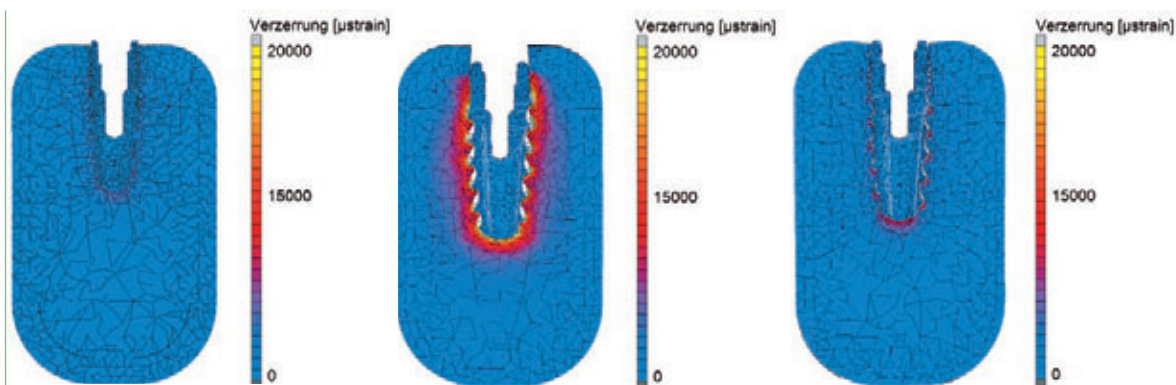


Abb. 11a-c: Die Knochenbelastung wird mithilfe der Verzerrung charakterisiert. Sie ist im osseointegrierten Fall (a) deutlich geringer als in den nicht-osseointegrierten Situationen (b und c).

meinen die Dehnung beziehungsweise Verzerrung herangezogen. Abbildung 11 veranschaulicht dies für die drei simulierten Lastfälle. In der Simulation des osseointegrierten Implantats wurden in einzelnen Bereichen des Implantatgewindes, insbesondere an der Implantatspitze, Verzerrungen von etwa 4.000  $\mu\text{strain}$  erreicht (Abb. 11a). Die Größe  $\mu\text{strain}$  wird in der Knochenbiomechanik bevorzugt zur Belastungscharakterisierung verwendet, dabei entsprechen 1.000  $\mu\text{strain}$  einer Dehnung von 0,1 %. Nach Frost<sup>[9]</sup> erstreckt sich der physiologische Bereich der Knochenbelastungen auf 300 bis maximal 4.000  $\mu\text{strain}$ . Bei Verzerrungen, die darüber oder darunter liegen, kann es zu einem Knochenabbau kommen. Insofern ist es interessant, dass bei den nicht-osseointegrierten Situationen die Knochenbelastungen deutlich ansteigen: Sie liegen dann bei Implantaten ohne Feingewinde (Abb. 11b) bei bis zu 20.000  $\mu\text{strain}$ , bei Implantaten mit Feingewinde (Abb. 11c) wird die Knochenbelastung wieder reduziert und liegt dann bei etwa 10.000  $\mu\text{strain}$ .

Insbesondere die beiden letzten Ergebnisse verdeutlichen, dass eine Analyse der biomechanischen Situation vor einer Implantatinsertion von großem Nutzen sein kann und vor einer Überlastung des Knochens und der damit verbundenen Gefahr des Implantatverlustes schützen kann. Das Implantat ohne Feingewinde wäre bei der angenommenen Knochendichte mit entsprechendem Elastizitätsmodul für eine Sofortbelastung weniger geeignet. Gleiches gilt in eingeschränktem Maße auch für das Implantat mit Feingewinde. Hier würde allerdings eine höhere Dichte der Spongiosa die Möglichkeit einer Sofortbelastung sicher zulassen.

## Fazit

Die Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie, sei es eine kieferorthopädische Zahnbewegung, eine prothetische Verankerungsmaßnahme oder der Ersatz von einem oder mehreren Zähnen durch Implantate, hängt nicht ausschließlich von den klinischen Randbedingungen und den Fertigkeiten von Zahnarzt und Zahntechniker ab. Auch biomechanische Einflüsse wie Lasteinleitung, Steifigkeitsverhältnisse der zahnärztlichen Werkstoffe und der Restbeziehung sowie Knochenqualität und -elastizität können das Behandlungsergebnis sowohl positiv als auch negativ beeinflussen. Mithilfe theoretischer biomechanischer Methoden ist es möglich, derartige kritische Situationen bereits im Verlauf der Planung zu erkennen und durch eine geeignete Materialwahl oder einen geänderten Therapieansatz zu verhindern. Die vorgestellten Beispiele haben gezeigt, wie eine solche Verknüpfung von computergestützter Behandlungsplanung mit numerischen Simulationen aussehen könnte. Eine derartige Unterstützung in der Planungsphase umfangreicher Therapiemaßnahmen könnte den Behandler künftig entscheidend entlasten. ■

## Literatur

[8] **Brodbeck, U.:** Die abnehmbare Teilprothetik; kombiniert festsitzende und abnehmbare Teilprothetik. In: Schweiz Monatsschr Zahnmed 104 (1994), S. 93.

[9] **Öwall, B.:** Precision attachment retained removable partial dentures: I. Technical long-term study. In: Int J Prosthodont 4 (1991), S. 249-257.

<sup>[10]</sup> **Öwall, B.; Jonsson, L.:** Precision attachment retained removable partial dentures. Part 3. General practitioner results up to 2 years. In: *Int J Prosthodont* 11 (1998), S. 574-579.

<sup>[11]</sup> **Abé, H.; Hayashi, K.; Sato, M. (Hg.):** Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs. Tokyo, Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag, 1996.

<sup>[12]</sup> **Mericske-Stern, R.; Piotti, M.; Sirtes, G.:** 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. In: *Clin Oral Implants Res* 7 (1996), S. 387-396.

<sup>[13]</sup> **Mericske-Stern, R.:** Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. In: *Int J Oral Maxillofac Implants* 13 (1998), S. 36-43.

<sup>[14]</sup> **Soltész, U.; Siegele, D.; Riedmüller, J.:** Stress distributions around a staged implant in a model trial and its comparison to simple basic forms. In: *Dtsch Zahnärztl Z* 36 (1981), S. 571-578.

<sup>[15]</sup> **Duyck, J.; Naert I. E.; Van Oosterwyck, H.; Van der Sloten, J.; De Cooman, M.; Lievens, S.; Puers, B.:** Biomechanics of oral implants: a review of the literature. In: *Technol Health Care* 5 (1997), S. 253-273.

<sup>[16]</sup> **Natali, A. N.; Gasparetto, A.; Carniel E. L.; Pavan, P. G.; Fabbro, S.:** Interaction phenomena between oral implants and bone tissue in single and multiple implant frames under occlusal loads and misfit conditions: A numerical approach. In: *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007 (Epub ahead of print).

<sup>[17]</sup> **Van Oosterwyck, H.; Duyck, J.; Vander Sloten, J.; Van der Perre, G.; De Cooman, M.; Lievens, S.; Puers, R.; Naert, I.:** The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. In: *Clin Oral Implants Res* 9 (1998), S. 407-418.

<sup>[18]</sup> **Perez del Palomar, A.; Arruga, A.; Cegonino, J.; Doblare, M.:** A finite element comparison between the mechanical behaviour of rigid and resilient oral implants with respect to immediate loading. In: *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 8 (2005), S. 45-57.

<sup>[19]</sup> **Frost, H. M.:** Vital Biomechanics: Proposed General Concepts for Skeletal Adaptations to Mechanical Usage. In: *Calcif Tissue Int* 42 (1988), S. 145-156.

## Die Autoren

Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel<sup>1</sup>, Dipl.-Ing. Susanne Reimann<sup>1</sup>, Dipl.-Inf. Alireza Rahimi<sup>1</sup>, Dipl.-Math. Ludger Keilig<sup>1+2</sup>

<sup>1</sup> Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätsklinikum Bonn, Deutschland

<sup>2</sup> Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik – Experimentelle Zahnheilkunde

**Prof. Dr. rer. nat.  
Dipl.-Phys.  
Christoph Bourauel**  
Bonn, Deutschland



■ 1987 Diplomprüfung: Studium der Physik an der Uni Bonn

■ 1987-2006 Wissenschaftlicher Angestellter in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn

■ 1992 Promotion zum Dr. rer. nat.

■ 1998 Habilitation und Venia Legendi in Experimenteller Zahnheilkunde / Biomechanik

■ 2004 Ernennung zum Apl. Professor

■ 2006 Übernahme der Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie an der Universitätszahnklinik Bonn

**Kontakt**  
[bourauel@uni-bonn.de](mailto:bourauel@uni-bonn.de)