

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 1)

Im Verlauf der letzten zwanzig Jahre haben computergestützte Methoden zur Unterstützung der Behandlungsplanung verstärkt Einzug in alle medizinischen Fachbereiche gehalten. Auch in der Zahnmedizin ist der Trend hin zu computergestützter Behandlungsplanung offensichtlich. Ein klassisches Beispiel, das mittlerweile auch den meisten zahnmedizinischen Patienten wohlbekannt sein dürfte, ist sicher das CAD/CAM-System CEREC (Sirona Dental Systems, D-Bensheim). Hierbei wird der präparierte Zahn mittels eines hochauflösenden Scanners intraoral in einen Computer eingelesen. Anschließend erfolgt mittels Grafikprogramm die dreidimensionale Rekonstruktion von Zahn und Kavität sowie interaktiv das Design z. B. des Inlays. Anschließend erfolgt in einem CAM-Schritt (Computer Aided Manufacturing) die rechnergestützte Herstellung des Inlays.

Auf dem Gebiet der dentalen Implantologie werden computerbasierte Methoden eingesetzt, um z. B. die ideale Insertionsorte für Implantate auf der Basis von CT-Scans zu planen und anschließend Bohrschablonen für den operativen Eingriff am Computer zu designen. Beispiele sind hier die Programme SimPlant (Materialise, D-Oberpfaffenhofen) oder NobelGuide™ (Nobel Biocare, D-Köln). Weiterentwicklungen dieser Programme werden auch das Design der prothetischen Suprakonstruktion und deren computergestützte Herstellung ermöglichen.

Dieser Schritt ist bei den Invisalign®-Schienen (Align Technology, D-Düsseldorf) für die kieferorthopädische Behandlung ebenso wie bei den verschiedenen CAD/CAM-Systemen bereits realisiert:

Nach Abdrucknahme sendet der Kieferorthopäde die Abdrücke oder Modelle ein, deren Oberflächen werden gescannt und in einen Computer eingelesen. Mittels eines elektronischen Setups wird das kieferorthopädische Behandlungsziel definiert und es wird automatisch eine Reihe von Korrekturschienen berechnet und hergestellt, die dann wiederum an den Kieferorthopäden zurückgesandt werden.

In allen drei Beispielen ist das grundsätzliche Vorgehen prinzipiell gleich: Zunächst wird mittels eines bildgebenden Verfahrens (Laserscanning der Oberfläche oder Computertomographie des Volumens) der einzelne Zahn, der gesamte Zahnbogen im Ober- und Unterkiefer oder der gesamte Gesichtsschädel vermessen. Die Daten werden anschließend in einem speziellen Grafikprogramm dreidimensional rekonstruiert. Die rekonstruierten Körper (Zähne, Parodontalligament, Alveolen, Knochen) können zur Behandlungsplanung in dem Grafikprogramm manipuliert werden, d. h. einzelne Zähne können gedreht, verschoben oder auch entfernt werden. Es können Objekte wie beispielsweise Implantate hinzugefügt und die Oberflächen bearbeitet werden. Schließlich werden mithilfe von CAD-Techniken (Computer Aided Design) Behandlungsgeräte oder -behelfe wie Inlays, Bohrschablonen oder Korrekturschienen geplant.

Dieser Beitrag zielt jedoch keineswegs darauf ab, die verschiedenen Systeme zu vergleichen oder zu bewerten. Hierfür wäre die kurze Auflistung der ausgewählten Systeme auch zu sehr einschränkend. Vielmehr soll aufgezeigt werden, welches zukünftige Potential sich aus diesen computergestützten Systemen ergibt. Denn liegen die patientenspezifischen Daten als dreidimensionale grafische Darstellung aller verschiedener Strukturen in einem Computerprogramm

vor, so kann die durchzuführende Behandlungsaufgabe auch mithilfe biomechanischer Methoden analysiert werden. Somit kann z. B. ermittelt werden, ob ein Zahn im Verlauf der kieferorthopädischen Therapie überhaupt wie geplant bewegt werden kann, ob der vorgesehene Insertionsort für ein Implantat nicht vielleicht das Knochenlager mit zu großen Kräften belastet, wie sich eine Prothese auf der Schleimhaut und dem Ankerzahn abstützt, ob die Krafteinleitung biomechanisch verträglich erfolgt.

Um derartige Simulationen durchführen zu können, ist es erforderlich, dass die dreidimensionalen grafischen Rekonstruktionen von Zahn, Zahnhalteapparat und Kieferknochen in Rechenmodelle überführt werden. Hierfür eignen sich sehr gut moderne numerische Verfahren, insbesondere die sogenannte Finite-Elemente-Methode (FEM). Anschließend kann rechnerisch mit den FE-Modellen eine typische intraorale Belastung auf den Zahnersatz, das Implantat oder den zu bewegenden Zahn aufgebracht und die Belastungen der umgebenden Gewebe analysiert werden. Damit ist es möglich, etwa eine Überbelastung des Knochens in einem ungünstigen Insertionsgebiet zu erkennen und gegebenenfalls die Planung der Implantatversorgung zu ändern.

Im Folgenden wird zunächst das Grundprinzip der Finiten-Elemente-Methode erläutert. Anschließend wird die Anwendung der FEM auf Fragestellungen in der Kieferorthopädie, der dentalen Implantologie und der zahnärztlichen Prothetik vorgestellt.

Die Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Näherungsverfahren, das auf der Lösung von Gleichungssystemen beruht und verbreitet in der Ingenieursmechanik angewandt wird. Bekannte Anwendungsbeispiele sind sicher der Flug- und Fahrzeugbau. Hierbei werden vor allem Stabilitätsanalysen und Crashsimulationen durchgeführt (Abb. 1). Generell versteht man unter der FEM die Berechnung einer Formveränderung, welche eine mechanische Struktur durch eine einwirkende Last erfahren hat. Der Zusammenhang zwischen einwirkender Last und Deformation wird über das Gleichgewichtsprinzip beschrieben. Das Gleichgewichtsprinzip wird dann

mithilfe von numerischen Näherungsverfahren, die auf der Lösung von Gleichungssystemen beruhen, gelöst. Der große Vorteil der FEM besteht darin, dass das zu berechnende Objekt in eine endliche Anzahl von Elementen, die sogenannten finiten Elemente, zerlegt wird. Da jedem einzelnen Element bestimmte mechanische Parameter (Elementklasse, Dichte, Elastizitätsmodul) zugeordnet werden, kann praktisch jedes beliebige Objekt, das eine unregelmäßige äußere Form aufweist und aus verschiedenen Werkstoffen besteht, in diese finiten Elemente zerlegt und dann berechnet werden.

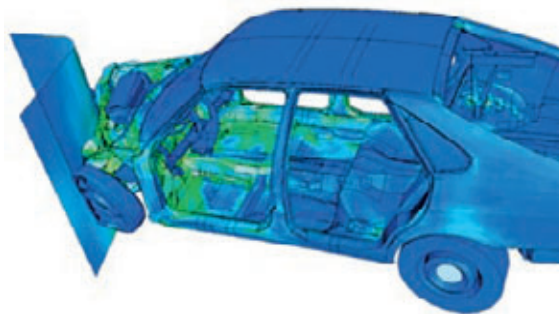


Abb. 1: Visualisierung einer FEM-Simulation der Verformung eines Autos bei asymmetrischem Frontalaufprall (Quelle: Wikipedia, Public Domain).

Die FEM ist somit prädestiniert für Anwendungen in der Biomechanik, da hier oftmals die Wechselwirkungen von lebendem Gewebe mit technischen Ersatzmaterialien simuliert werden müssen. Für Anwendungen in der Zahnmedizin bedeutet dies, dass auf anatomischer Seite die Strukturen des Kieferknochens, des Parodontalligaments und der Zähne modelliert und anschließend mit den Modellen der Behandlungselemente oder des Zahnersatzes verknüpft werden müssen. Die Komplexität der Modelle hängt im Wesentlichen von der vorhandenen Rechnerleistung und dem zu erwartenden Ergebnis ab: Je genauer die Simulationsmodelle die reale Struktur darstellen, umso genauer sind auch die Ergebnisse. Jedoch vergrößern sich dadurch die erforderliche Rechnerleistung sowie der Arbeitsaufwand bei der Modellierung. Daher wird meist ein Kompromiss angestrebt zwischen Komplexität des Modells und Genauigkeit des Rechenergebnisses. Die nachfolgenden Beispiele zeigen auf, was mit der derzeitigen Rechnergeneration (leistungsfähigere Standard-Workstations) und kom-

merzieller Finite-Elemente-Software (FE-Software), beispielsweise MSC.Marc® / MSC.Mentat® (MSC Software Corporation, USA-Santa Ana), als „Stand der Wissenschaft“ anzusehen und innerhalb einiger Stunden zu berechnen ist. Für einen routinemäßigen Einsatz in der Praxis ist jedoch noch einiges an Entwicklungsarbeit erforderlich.

Kieferorthopädische Behandlungsplanung

Um eine kieferorthopädische Zahnbewegung gezielt durchführen zu können, müssen Ausmaß und Angriffspunkt der applizierten Kraft auf die Zahngeometrie des zu bewegenden Zahnes oder Zahnsegmentes abgestimmt sein. Außerdem sollte das biomechanische Verhalten des parodontalen Ligamentes mitberücksichtigt werden. Zahngeometrie und Materialverhalten des umgebenden Gewebes legen die Position des Widerstandszentrums (WZ) eines Zahns fest, das wichtigste Parameter, mit dem der Kieferorthopäde eine Zahnbewegung vorausplanen kann. Schematisch ist dies in Abbildung 2 dargestellt. Das

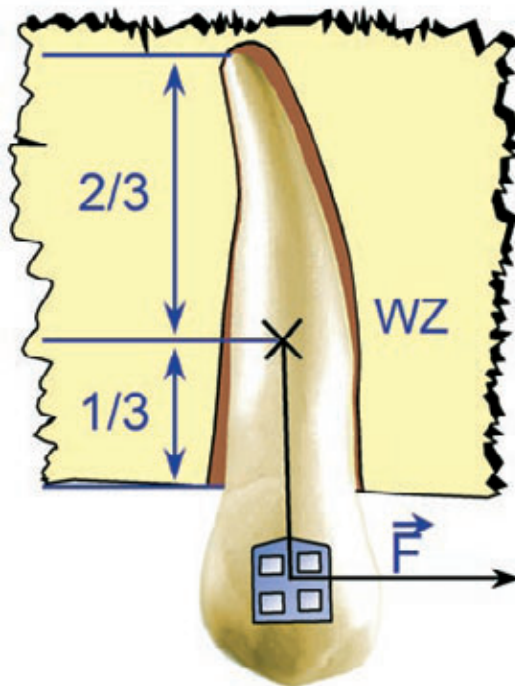


Abb. 2: Das WZ am Beispiel eines Eckzahns: Die kieferorthopädische Kraft F greift an der Zahnkrone an. Durch die Lagerung des Zahns im Kieferknochen entstehende kippende Drehmomente, werden zur Planung der Zahnbewegung mit Hilfe des WZ berechnet.

WZ repräsentiert die Lagerung eines Zahns über das Parodontalligament (PDL) im Kieferknochen. Dabei wirkt das PDL nicht nur als Dämpfungsglied zwischen Zahnwurzel und Knochen, sondern auch als Übermittler der kieferorthopädischen Kraft auf den Alveolarknochen.

Daher ist es nicht verwunderlich, dass sich bereits zahlreiche experimentelle und theoretische Arbeiten dem Problem der Bestimmung des WZ von ein- und mehrwurzeligen Zähnen gewidmet haben^[1-7]. Hierbei ergaben sich zumeist Merkregeln in der Form: „Bei einwurzeligen Zähnen liegt das WZ bei $1/3$ der Wurzellänge“. Die Position des WZ ist aber individuell extrem unterschiedlich und hängt z. B. von Länge und Anzahl der Wurzeln, dem Wurzelquerschnitt und der Wurzelform sowie der Parodontalspaltbreite, der Verteilung der Sharpeyschen Fasern und der Elastizität des PDL ab. Daher wäre eine patientenspezifische Berechnung des WZ für jeden in die kieferorthopädische Behandlung einzubeziehenden Zahn wünschenswert. Bislang ist dieser Ansatz aufgrund des extremen Modellierungs- und Rechenaufwands noch nicht gelöst. Im Folgenden wird ein FE-Modell vollständig bezahnter Ober- und Unterkiefer vorgestellt, mit dem verschiedene kieferorthopädische Lastfälle und die Widerstandszentren aller Zähne berechnet wurden.

Material und Methode

Auf der Grundlage dreidimensionaler Datensätze eines Ober- und Unterkiefermodells des Unternehmens Viewpoint DataLabs International (USA-Orem) wurden FE-Modelle vollständig bezahnter Kiefer inklusive des PDLs generiert. Die Oberflächenmodelle (Abb. 3a) wurden zunächst mithilfe des Programms MSC.Marc® / MSC.Mentat® in Tetraeder-Elemente diskretisiert (Abb. 3b). In die Ober- und Unterkiefermodelle wurden Alveolen so modelliert, dass ein 0,2 mm breiter Spaltraum für das PDL entstand (Abb. 3c). Nach Umwandlung des Spaltraumes in das Volumenmodell des PDLs wurden Wurzeloberfläche, PDL und Knochen miteinander vernetzt. Die Materialparameter für Zähne, Parodont und Knochen wurden als isotrop und homogen angenommen (Tabelle 1) und aus früheren experimentellen und numerischen Studien übernommen^[4, 6].



Abb. 3a: Dreidimensionaler Grafikdatensatz, der als Grundlage für die entwickelten FE-Modelle verwendet wurde.



Abb. 3b: Mit finiten Elementen vernetzte Zähne im Ober- und Unterkiefer.



Abb. 3c: Alveolen und Parodontalligament der Zähne im Unterkiefer.

Material	E-Modul [MPa]	Querkontraktionszahl μ
Zahn	20000	0,30
Knochen	2000	0,30
PDL	bilinear E1 = 0,05, E2 = 0,22, $\epsilon_{I2} = 7,5\%$	0,30

Tabelle 1: Materialeigenschaften von Zahn, Knochen und PDL. Zahn und Knochen wurden nicht differenziert in Schmelz / Dentin beziehungsweise Kortikalis / Spongiosa.

Zur Bestimmung der Widerstandszentren wurde jeder einzelne Zahn, umgeben von PDL und Alveolar-knochen, mit einem koronal applizierten Kräftepaar von 10 Nmm zuerst in mesiodistaler und anschließend in orovestibulärer Richtung belastet. Dadurch kam es je nach Richtung der applizierten Kraft zu einer Rotation um das WZ in der Sagittal- beziehungsweise Frontalebene (Abb. 4). Das Maß der Auslenkungsbewegung der einzelnen Elemente konnte mithilfe von MSC.Marc® / MSC.Mentat® farblich dargestellt werden. Im Bereich der Elemente mit der geringsten Auslenkung befand sich das WZ, sodass dessen Position direkt abgelesen werden konnte (Abb. 4).

Ergebnisse und Diskussion

Als Beispiel für die Ergebnisse der Simulationen sind in Abbildung 5 die Positionen der Widerstandszentren der Zähne im vierten Quadranten dargestellt. Das WZ befindet sich jeweils beim Übergang vom roten zum grünen Balken. Für alle Zähne in den jeweiligen Quadranten ergaben sich WZ-Positionen in linearer Abhängigkeit zur Höhe des Alveolarkno-

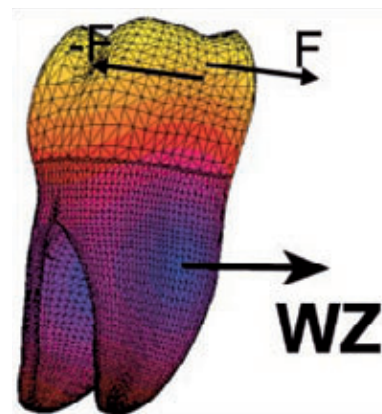


Abb. 4: Das Kräftepaar (F und -F), das an der Zahnkrone eines unteren Zahn 7 angreift, führt zur Rotation des Zahns um sein WZ. Die Position des WZ ist durch die Blaufärbung (Minimum der Auslenkungen) zu identifizieren.

chens; sie lagen jeweils zwischen 35 und 50 % der Wurzellänge, unterhalb des Alveolarkamms (Abb. 5). Die Widerstandszentren der oberen Front- und Eckzähne fanden sich in mesiodistaler Richtung bei etwa 35 % von krestal aus betrachtet, für die Seitenzähne ergaben sich etwas höhere Werte von etwa 50 %. Bei den mehrwurzeligen Zähnen ergab sich die Lage des WZ aus der Überlagerung der Wurzelzentren der Einzelwurzeln – sie waren zumeist deutlich unterhalb der Furkation lokalisiert.

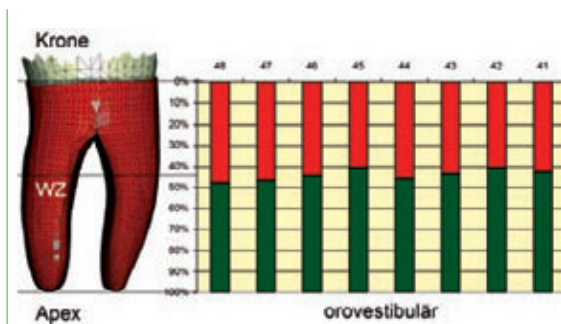


Abb. 5: Beispiel für die Simulationsergebnisse anhand der WZ der einzelnen Zähne im vierten Quadranten. Es sind die WZ für eine Belastung in orovestibulärer Richtung dargestellt.

Das vorgestellte Simulationsmodell eines vollständig bezahnten Kiefers hat sich als geeignet und zuverlässig erwiesen. Die Ergebnisse sind mit denen anderer Studien zur Bestimmung der Widerstandszentren ein- und mehrwurzeliger Zähne gut vergleichbar. Von Vorteil wäre es, wenn dieses idealisierte Modell an die individuelle Patientensituation angepasst werden könnte. So könnte für jeden Patienten die klinische Situation individuell analysiert werden, ohne dass z. B. aus Röntgenbildern oder Situationsmodellen mit entsprechend enormem Modellierungsaufwand Simulationsmodelle generiert werden müssten. ■

Fortsetzung folgt in Ausgabe Oktober 2007.

Literatur

[1] Bourauel, C.; Keilig, L.; Rahimi, A.; Reimann, S.; Ziegler, A.; Jäger, A.: Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. In: *Int J Comput Dent* 10 (2007), S. 25-40.

[2] Burstone, C. J.; Pryputniewicz, R. J.: Holographic determination of centers of rotation pro-

duced by orthodontic forces. In: *Am J Orthod* 77 (1980), S. 396-409.

[3] Pedersen, E.; Andersen, K.; Gjessing, P. E.: Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. In: *Eur J Orthod* 12 (1990), S. 272-280.

[4] Poppe, M.; Bourauel, C.; Jäger, A.: Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. In: *J Orofac Orthop* 63 (2002), S. 358-370.

[5] Pryputniewicz R. J.; Burstone, C. J.; Bowley W. W.: Determination of arbitrary tooth displacements. In: *J Dent Res* 57 (1978), S. 663-674.

[6] Vollmer, D.; Bourauel, C.; Maier, K.; Jäger, A.: Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. In: *Eur J Orthod* 21 (1999), S. 633-648.

[7] Ziegler, A.; Keilig, L.; Kavarizadeh, A.; Jäger, A.; Bourauel, C.: Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multi-rooted teeth. In: *Eur J Orthod* 27 (2005), S. 333-339.

Kontakt

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Universitätsklinikum Bonn
Welschnonnenstraße 17 • D-53111 Bonn
Tel. +49 (0) 228 / 28 72-23 32
Tel. +49 (0) 228 / 28 72-25 88
bourauel@uni-bonn.de • www.uni-bonn.de

Die Autoren

Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel¹, Dipl.-Ing. Susanne Reimann¹, Dipl.-Inf. Alireza Rahimi¹, Dipl. math. Ludger Keilig¹⁺²

¹ Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätsklinikum Bonn, Deutschland

² Abteilung für Zahnärztliche Propädeutik – Experimentelle Zahnheilkunde