

CT-basierte Finite-Element-Analyse der Verformung der Höcker von Prämolaren nach einer Kavitätenpräparation



Pascal Magne, DMD, PhD*
 Tevan Oganessian, MS**

In dieser Untersuchung wird eine neuartige Methode vorgestellt, mit der die Bestimmung/Modifikation der Geometrie während der Anfertigung von Finite-Element-Modellen von Zahnrestorationen erleichtert und beschleunigt werden kann. Mithilfe von Mikro-CT-Daten, Stereolithografie und oberflächenorientierter automatischer Vernetzung wurden Finite-Element-Modelle von Prämolaren mit verschiedenen okklusoproximalen Kavitätenpräparationen und entsprechenden Kompositrestaurationen erzeugt. Die okklusale Belastung wurde durch die nichtlineare Kontaktanalyse simuliert. Die Verbreiterung der Höcker wurde gemessen und für die Modellvalidierung mit vorliegenden experimentellen Daten korreliert. Die Verbreiterung der Höcker betrug bei der Anwendung einer Last von 150 N 2,7 µm beim nicht restaurierten Zahn und bei den verschiedenen Präparationen 5 bis 179 µm. Bei den verschiedenen Restaurationen betrug sie 3,5 bis 6,9 µm. Die beschriebene Methode war effizient. Mit ihrer Hilfe wurden detaillierte, gültige dreidimensionale Finite-Element-Modelle erzeugt. Diese Modelle wurden dazu verwendet, die Auswirkung von restaurativen Verfahren auf die Verformung der Höcker zu studieren. Dabei zeigten sich im Zusammenhang mit MOD-Präparationen und -Restaurationen im Vergleich zu einzelnen zweiflächigen Präparationen starke Spannungen in den Höckern. Durch diese Studie wurde bestätigt, dass bei der Entfernung interdentaler Karies möglichst eine intakte Randleiste erhalten bleiben sollte. So werden dreiflächige Präparationen, z. B. MOD-Präparationen, vermieden, bei denen die Höcker starken Spannungen ausgesetzt sind. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2009;29:337–345.)

* Privatdozent für Zahnmedizin, Don and Sybil Harrington Foundation Chair of Esthetic Dentistry, School of Dentistry, University of Southern California, Los Angeles, Kalifornien, USA.

** Doctoral Dental Student, School of Dentistry, University of Southern California, Los Angeles, Kalifornien, USA.

Korrespondenz an: Dr. Pascal Magne, University of Southern California, Oral Health Center, 3151 South Hoover St., Los Angeles, CA 90089-7792, USA;
 Fax: +1 213-821-5324; E-Mail: magne@usc.edu

In verschiedenen früheren Studien¹⁻⁴ zur Untersuchung der biophysikalischen Belastung wurde gezeigt, dass die Zahnkrone durch restaurative Verfahren leichter verformbar wird und dass ein Zahn insgesamt gestärkt werden kann, indem man ihn widerstandsfähiger gegen Verformungen der Krone macht. Bisher wurden zur Verformung der Höcker von Seitenzähnen viele experimentelle Daten erhoben⁵⁻¹². Diese Laborstudien erfordern hoch entwickelte, teure Geräte sowie eine große Zahl extrahierter Zähne. Um irreführende Variablen zu minimieren, können nur Proben ähnlicher Größe und Form verwendet werden. Damit kann aber auch nur eine beschränkte Zahl von Variablen studiert werden. Werden extrahierte Zähne als Prüfkörper verwendet, müssen zusätzlich die Infektionsbekämpfung und Lagerbedingungen beachtet werden.

Wird die Studie mithilfe virtueller Möglichkeiten durchgeführt (z. B. der Finite-Element-Analyse), können unbegrenzt viele Variablen einbezogen werden, da das ursprüngliche numerische Modell ohne Veränderungen und Kosten vervielfacht werden kann. Modelle und die numerische Simulation sind deshalb so wertvoll, weil der Forscher das beste experimentelle Design festlegen

und die entscheidenden Variablen auswählen kann, die im tatsächlichen Laborexperiment oder in einer klinischen Studie untersucht werden sollen. Die numerische Simulation ist also eine wertvolle Möglichkeit, im Vergleich zur Labor- und klinischen Forschung Zeit und Geld zu sparen.

Aufgrund der früheren Hard- und Softwareeinschränkungen wurden hauptsächlich zweidimensionale (2D) oder grobe dreidimensionale (3D) Modelle verwendet. Dadurch war die Art der Probleme, die untersucht werden konnten, eingeschränkt. Heute können dank der neuen technischen Errungenschaften wie beispielsweise CT-Scandaten anspruchsvolle 3D-Modelle generiert werden¹³⁻¹⁷. Mit solchen Modellen kann man ein breiteres Spektrum von Fragen angehen als mit den früheren Modellen. Die Bestimmung der Geometrie war häufig der zeitraubendste Schritt bei der Anfertigung des Modells. Dieser Vorgang war anfällig für Vereinfachungen und Fehler, die sich auf die Ergebnisse auswirken konnten. Vernetzungsalgorithmen, die auf der Patientengeometrie beruhen, wie das CT-basierte Finite-Element-Modell (FE-Modell)¹³, haben diesen Prozess von Grund auf verändert. Für kleine Objekte wie Zähne, Dentalimplantate und Dentalrestorationen kann ein Mikro-CT-Scanner verwendet werden¹⁴. Es ist allerdings viel Arbeit erforderlich, um gleichmäßige Übergänge zwischen den verschiedenen 3D-Objekten (Schmelz, Dentin, Restauration) und präzisen kongruenten Teilen (die an der Verbindungsstelle genau die gleiche Geometrie haben) zu erhalten. Wenn ein bestimmter Parameter modifiziert wird (z. B. die Restorationsgröße), muss ein neues, separates Modell erzeugt werden, einschließlich der zeitaufwendigen Bestimmung der Geometrie.

In dieser Untersuchung wird deshalb eine neuartige Entwicklung vorgestellt, mit der die Bestimmung/Modifikation der Geometrie während der Anfertigung von FE-Modellen von Zahnrestorationen erleichtert und beschleunigt werden kann. Bei dieser Methode, die auf der Stereolithografie (STL) und oberflächenorientierter automatischer Vernetzung beruht, wird das Modell in mehreren Teilen aufgebaut (unter Zuhilfenahme der Segmentierung und Boolescher Verknüpfungen mit CAD-Objekten). Grundlage dafür ist die Geometrie des unveränderten Zahns. In dem Bemühen, die numerischen Daten durch einen Vergleich mit vorliegenden experimentellen Daten zu validieren, wurden Modelle verschiedener Restorationsbedingungen generiert.

Material und Methode

FEA-Vorbereitung

In drei Schritten wurde ein 3D-FE-Modell eines extrahierten humanen oberen Prämolars generiert. Unbearbeitete Mikro-CT-Schichtaufnahmen wurden mit Digisens (Ferney-Voltaire) angefertigt. Die Voxeldimension betrug 13,67 µm. Insgesamt wurden 1582 Schichtaufnahmen produziert, aber für das Modell wurden nur 113 Schichten (also alle 14 Schichten eine) verwendet.

Zunächst wurden mit einem interaktiven Kontrollsystem für medizinische Aufnahmen (Mimics 11.1, Materialise) die verschiedenen Hartgewebe identifiziert, die in den Scans zu sehen waren. Dieses Programm bietet erweiterte Darstellungs- und Segmentierungsfunktionen auf der Grundlage von Bild-dichte-Thresholding (Abb. 1a). 3D-Hülsen für Schmelz und Dentin (Abb. 1b) werden automatisch in

Form von Masken generiert. Dafür wird in der Gesamtheit der Schichtaufnahmen ein Schwellenwertbereich festgelegt. Mit dem Mimics-Modul STL+ wurden dann Schmelz und Dentin separat in STL-Dateien umgewandelt (STL, bilinearer und Interplane-Interpolationsalgorithmus). Das Abbildungsverhältnis und die Vernetzung der Dreiecke in den ursprünglichen STL-Dateien sind nicht für die Verwendung in der FE-Analyse (FEA) geeignet. Um die Zahl der Dreiecke zu reduzieren und gleichzeitig ihre Qualität zu verbessern, dabei aber die Geometrie beizubehalten, wurde das in Mimics vorhandene Modul REMESH eingesetzt. Die Qualität der Dreiecke wird als Verhältnis zwischen Höhe und Basis der Dreiecke definiert, sodass die Datei in das FEA-Softwarepaket importiert werden kann und optimale Daten erzeugt werden. Die erneute Vernetzung wurde für die Schmelz- und Dentin-STL separat angewandt.

Um zweitens die perfekte Kongruenz der Interface-Vernetzung von Schmelz und Dentin wiederherzustellen (nachdem diese Kongruenz während des vorherigen Vernetzungsprozesses verloren gegangen war), wurde durch Boolesche Verknüpfungen (Addition, Schnitt oder Subtraktion der Volumina) eine STL-Verarbeitungssoftware (MAGICS 9.9, Materialise) verwendet. So wurde eine kongruente Vernetzung an der Schmelz-Dentin-Grenze erzielt. Darauf folgten weitere Boolesche Verknüpfungen mit CAD-Objekten, um eine zylindrische Fixierbasis zu simulieren (wobei die Wurzel im Abstand von 2 mm zur Schmelz-Zement-Grenze eingebettet wurde). Außerdem erfolgten verschiedene Kavitätenpräparationen (MO, MOD sowie Slots, d. h. unabhängige mesiale und distale SLOTS) und die entsprechenden Restaurationen. Das genaue Design und die Dimensionen

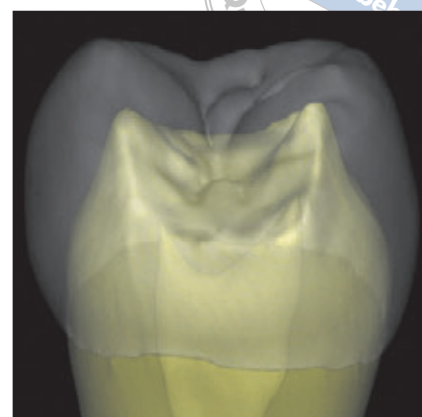
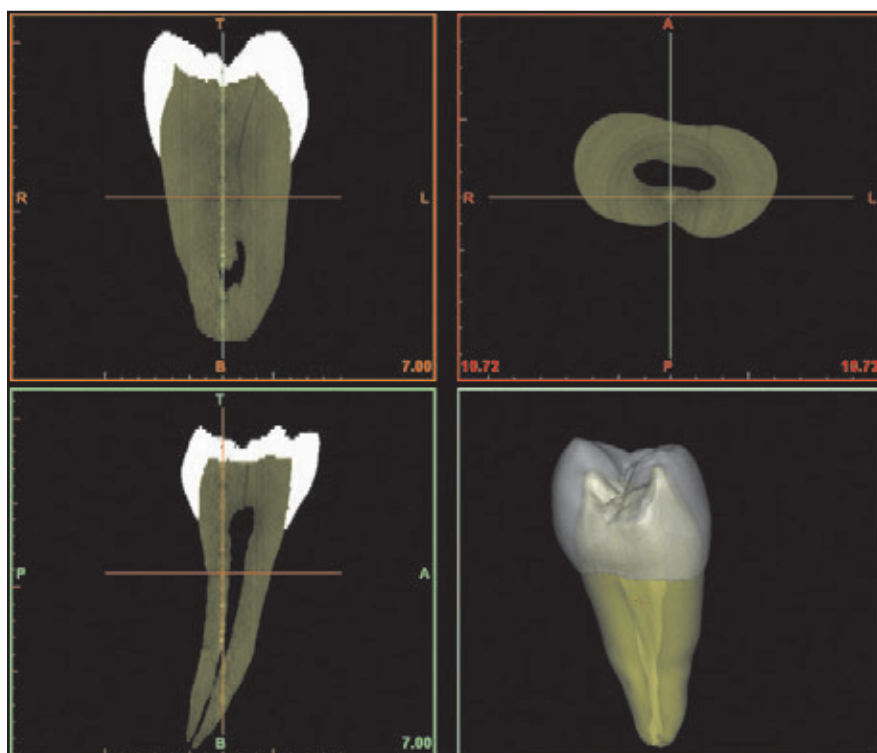


Abb. 1a (links) CT-Scan-Daten in der Darstellung mit Mimics 11.1. Der Zahn ist in drei verschiedenen Querschnittsansichten und als 3D-Objekt zu sehen. Entsprechend den Voxel-Dichte-Schwellenwerten wurden für den Schmelz (weiß) und das Dentin (gelb) Masken verwendet.

Abb. 1b (oben) Dreidimensionale Darstellung von Dentin und Schmelz als Ergebnis der Segmentierung in Mimics (transparente Wiedergabe).

Tabelle 1 FEA-Geometrie und Eigenschaften der verschiedenen Modelle

Modellkennz.	Beschreibung	Spezielle Merkmale	Volumetrische Vernetzung	
			Anzahl Elemente	Anzahl Knoten
NAT	Intakter nat. Zahn (unrestauriert)	Oberer erster Prämolare	108.534	22.080
MO_CAV	Nicht restaurierter Zahn mit MO-Präparation	Okklusale Breite: 3,5 mm Okklusale Tiefe: 3,5 mm Proximale Tiefe: 0,5 mm über SZG	107.238	22.174
MOD_CAV	Nicht restaurierter Zahn mit MOD-Präparation	Okklusale Breite: 4,0 mm Proximale Tiefe: auf SZG-Niveau	96.449	20.351
SLOTS_CAV	Nicht restaurierter Zahn mit unabhängigen mes. u. dist. Slot-Präparationen	Okklusale Breite: 3,5 mm Okklusale Tiefe: 3,0 mm Proximale Tiefe: 0,5 mm über SZG	110.558	23.261
MO_CPR	Zahn mit MO-Kompositrestauration	Restaurationsumfang ähnl. wie entspr. CAV-Modell	11.879	24.061
MOD_CPR	Zahn mit MOD-Kompositrestauration	Restaurationsumfang ähnl. wie entspr. CAV-Modell	124.089	25.728
SLOTS_CPR	Zahn mit unabhängigen mesialen und distalen Kompositrestaurationen	Restaurationsumfang ähnl. wie entspr. CAV-Modell	136.133	27.860

MO = mesiookklusal; MOD = mesiookklusodistal; SZG = Schmelz-Zement-Grenze.

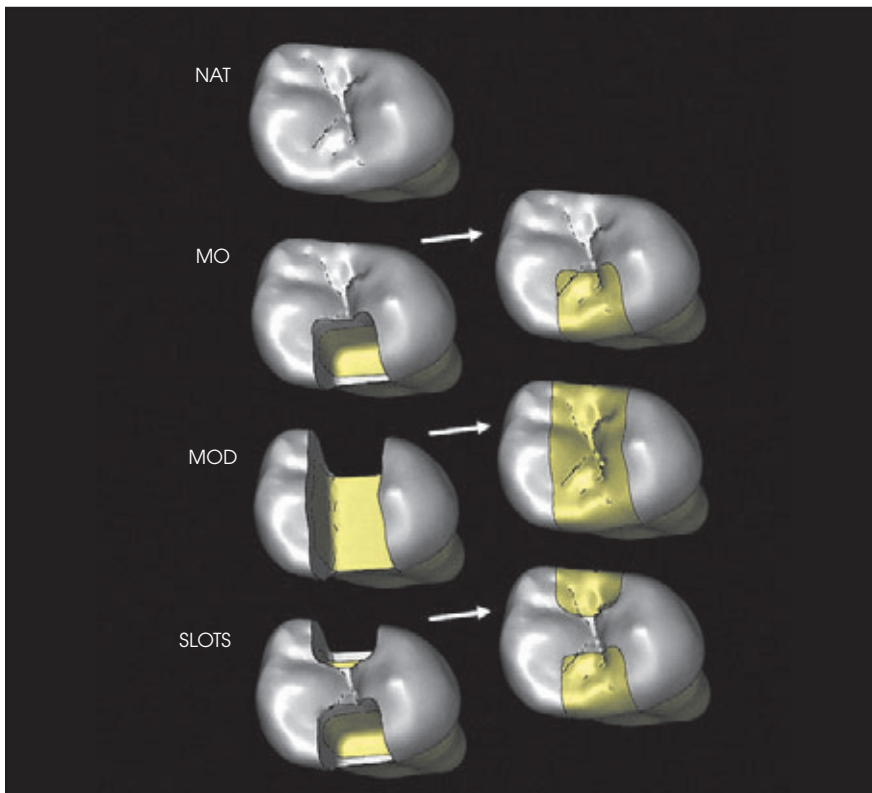


Abb. 2 Kongruente STL-Teile von Schmelz und Dentin nach Booleschen Schnitten und Subtraktionen zwischen den ursprünglichen Schmelz-/Dentin-STL und verschiedenen CAD-Inserts. Die Montage der verschiedenen Teile führt zu sieben möglichen Modellen, d. h. dem natürlichen Zahn (NAT), den MO-, MOD- und SLOTS-Präparationen und den entsprechenden Komposit-restaurationen.

Tabelle 2 Materialeigenschaften		
	Elastizitätsmodul (GPa)	Poissonverhältnis
Schmelz	50,0	0,30 ¹⁸
Dentin	12,0	0,31 ¹⁹
Komposit	10,0 ²⁰	0,24 ²¹

der einzelnen Präparationen sind in Tabelle 1 beschrieben und in Abbildung 2 dargestellt. Die konkreten Dimensionen der MO- und MOD-Modelle wurden deshalb gewählt, weil sie vorliegende Experimente von González-López et al.^{11, 12} reproduzieren. Diese konnten für den Validierungsprozess des FEA-Modells verwendet werden (siehe unter „Ergebnisse“).

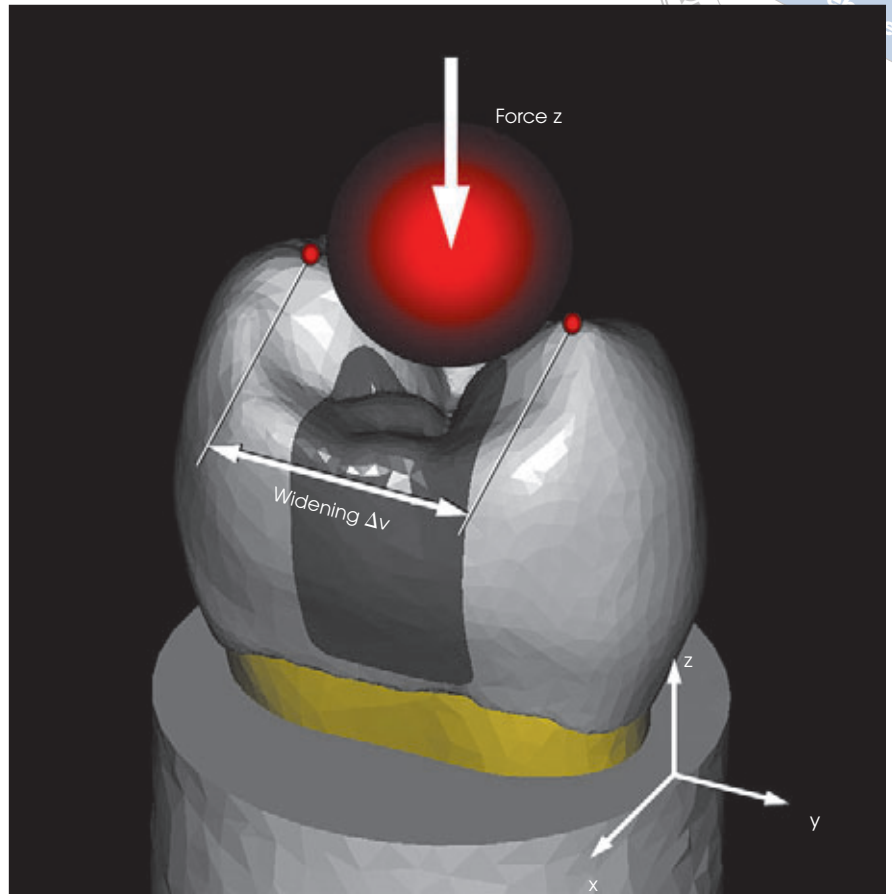
Drittens wurden die STL-Dateien der segmentierten Schmelz- und Dentinteile in ein FEA-Softwarepaket (MSC.Marc/MSC.Mentat, MSC.Software) importiert. Ein volumetrisches Netz wurde automatisch generiert und die Materialeigenschaften wurden zugewiesen (Tabelle 2)¹⁸⁻²¹. Die STL-Datensätze mit den Dreiecksnetzen sind optimal für die automatische Netzgeneration, für die ein tetrahedraler Netzgenerator verwenden

det wird (Tetrahedron-Elemente mit Pyramidenform und vier Knotenpunkten).

*Randbedingungen,
Belastungsbedingungen und
Datenverarbeitung*

Den Knoten an der unteren Oberfläche des Gipssockels wurde eine

Abb. 3 Belastungsprotokoll und Konfiguration, wie in Mentat zu sehen, d. h. eine nichtlineare Kontaktanalyse zwischen einem starren Körper (Belastungskugel von 4,5 mm Durchmesser, die entlang der z-Achse bewegt wird) und einem verformbaren Zahn. Die Verbreiterung der Höcker (Δv) wurde anhand der Output-Werte der Verschiebung entlang der y-Achse für ausgewählte Knotenpunkte nahe der Höckerspitze berechnet. (Force z = Kraft z
Widening = Verbreiterung Δv)



fixe Verschiebung von Null in den drei räumlichen Dimensionen zugewiesen. Es wurde angenommen, dass zwischen dem Zahn und den Restaurationsmaterialien eine adhäsive Verbindung bestand. Dafür wurde die Verwendung von Schmelz-/Dentinadhäsiven simuliert. Auf die bukkalen und lingualen Höcker wurde eine einheitliche ansteigende Belastung durch einen steifen Körper ausgeübt, d. h. eine Kugel von 4,5 mm Durchmesser wurde so nah wie möglich an dem Zahn positioniert (Abb. 3). In dem MOD-Modell musste die Form der Kugel modifiziert werden, damit die okklusalen Schmelzkontakte erhalten blieben. Der Zahn wurde in einer

nichtlinearen Kontaktanalyse als deformierbarer Kontaktkörper definiert. Der Kontakt zwischen der Kugel (als starrer Körper definiert) und dem Zahn wurde von der FEA-Simulation während der statischen mechanischen Belastung automatisch festgelegt. Auf die starre Kugel wurde in einem 10-Schritt-Verfahren (negative Geschwindigkeit von 0,02 mm je Schritt) entlang der z-Achse eine einheitliche Bewegung angewandt. Für den Kontakt mit beiden Höckern war nur ein Schritt erforderlich. Die Bewegung wurde schrittweise fortgesetzt, bis auf die Kugel die Gesamtkraft von etwa 160 N ausgeübt wurde. Zur Berechnung der Druck- und Dehnungsverteilung

wurde MSC.Marc Solver verwendet. Wie bereits erwähnt, wurden diese speziellen Randbedingungen, das Belastungsprotokoll und die Konfiguration deshalb gewählt, weil sie vorliegende Experimente von González-López et al.^{11, 12} reproduzierten.

Ergebnisse

Mit dem grafischen Interface MENTAT wurde die Nachbearbeitungsdatei geöffnet und es wurden spezielle Knoten im bukkalen und lingualen Schmelz nahe der Höckerspitze ausgewählt. Die Werte für die Verschiebung entlang der y-Achse wurden für jeden einzelnen Belastungs-

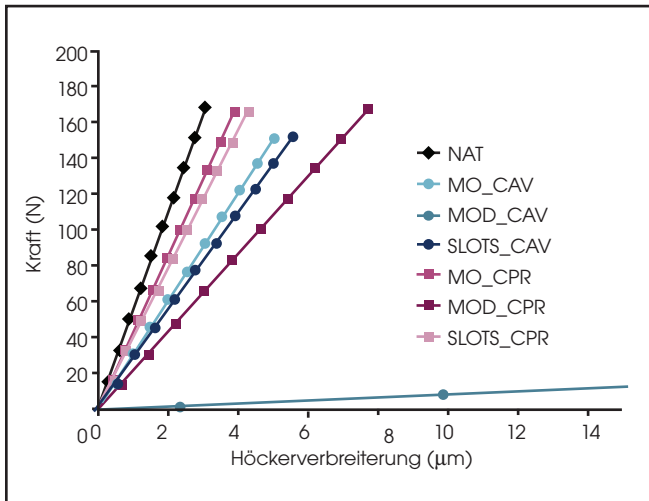


Abb. 4 Kraft, die durch die Belastungskugel generiert wird (in N) im Vergleich zur Höckerverbreiterung (in µm) für jedes experimentelle Design. MO = mesiookklusal; MOD = mesiookklusodistal; SLOTS = unabhängig mesial und distal; CAV = Kavitätenpräparation; CPR = Kompositfüllung.

Tabelle 3 FEA-Ergebnisse und Vergleich mit bestehenden experimentellen Daten (SA)

Experimentelle Bedingung	Verbreiterung (Δv [µm]) bei 150-N-Belastung (Kraft z)		
	FEA	Gonzalez-Lopez et al.	
		2006 ¹¹	2007 ¹²
NAT (intakter Zahn)	2,7	2,6 (1,4)	2,9 (1,7)–3,7 (1,2)
MO_CAV (MO-Kavität)	5,0	7,2 (3,6)–8,0 (2,7)	–
MOD_CAV (MOD-Kavität)	179,4	114,4 (53,9)*	–
SLOT_CAV (M- + D-Kavität)	5,4	–	–
MO_CPR (MO-Kompositfüllung)	3,5	–	3,3 (1,6)
MOD_CPR (MOD-Kompositfüllung)	6,9	–	8,5 (5,9)
SLOTS_CPR (M- + D-Kompositfüllungen)	3,8	–	–

MO = mesiookklusal; MOD = mesiookklusodistal; M = mesial; D = distal.
*Mit endodontischem Zugang.

schrift erhoben (y+ bezeichnet die Verschiebung in lingualer Richtung, y- die Verschiebung in bukkaler Richtung). Auch die Kraft entlang der z-Achse der Belastungskugel wurde für jeden Schritt erhoben. Diese Daten wurden für die Berechnung der Verbreiterung (Verformung) des Höckers in eine Tabelle übertragen (die Verschiebung jedes Höckers wurde dabei zusammengefasst). Ein Diagramm der Höckerverbreiterung durch die aus-

geübte Kraft entlang der z-Achse der Kugel ist in Abbildung 4 zu sehen. Die lineare Beziehung zwischen Last und Deformierung ergibt die sogenannte Höckersteifigkeit (Verlauf des Diagramms, das die Kraft im Verhältnis zur Deformation zeigt). Der Verlust an Zahnschicht (NAT zu MO_CAV zu SLOTS_CAV zu MOD_CAV) äußerte sich in einem fortschreitenden Verlust der Höckersteifigkeit, mit einer drastischen Abnahme bei MOD_CAV.

FEA-Validierung

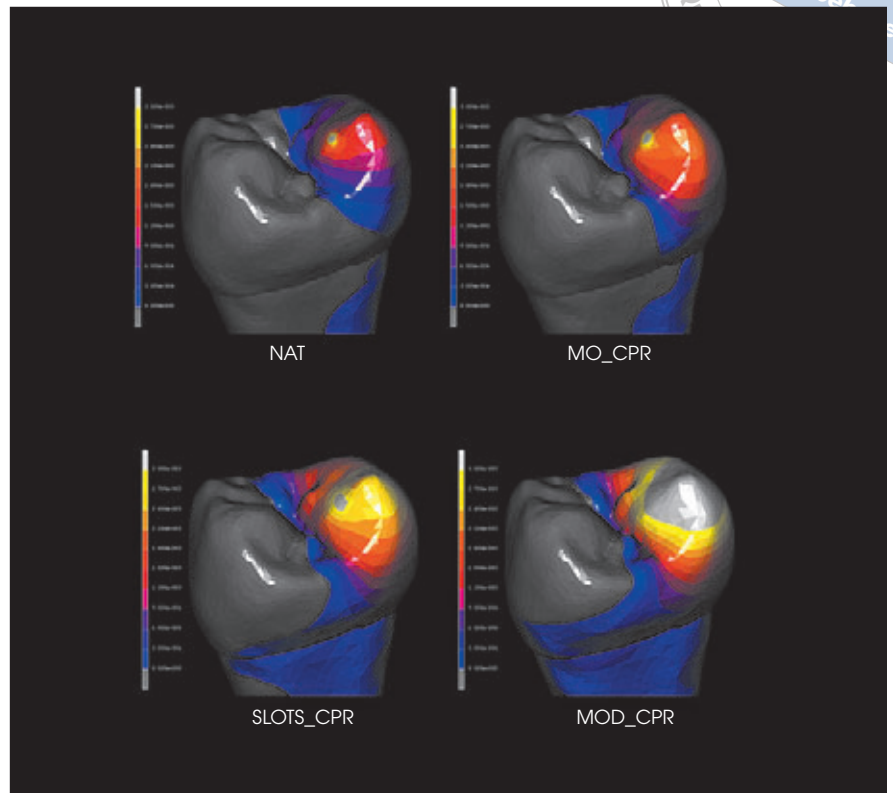
Für die Validierung der Modelle wurde die Verbreiterung des mesialen Höckers bei einer Last von 150 N für alle Gruppen extrahiert. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 dargestellt, ebenso wie die Ergebnisse der vorliegenden Experimente von González-López et al.^{11,12}. Sie verwendeten denselben Zahntyp, dasselbe Belastungsprotokoll (statische Belastung von 150 N) und dieselbe Konfiguration.

Für jeden Restaurationsschritt bestand ein guter Zusammenhang zwischen der FEA und den experimentellen Werten. Meist betrug der Unterschied weniger als 3 µm. Beim Vergleich der MOD-Kavität in der FEA (179,4 µm) und der experimentellen Studie (114,4 µm) wurde ein größerer Unterschied festgestellt. Diese Diskrepanz ist allerdings auf das Spektrum der experimentellen Daten zurückzuführen, wenn man die hohen Standardabweichungen berücksichtigt.

Diskussion

Das in der vorliegenden Analyse verwendete Belastungsprotokoll ist

Abb. 5 Höckerverschiebung (entlang der y-Achse) bei vier der sieben untersuchten Modelle. Die Farben geben die positive (palatinale) Verschiebung des palatinalen Höckers an; hellgrau = Verschiebung mehr als $3\ \mu\text{m}$; dunkelgrau = negative (bukcale) Verschiebung des lingualen Höckers.



die anspruchsvollste Technik für das Studium der Kronendeformation. Außerdem bietet es ein sinnvolles Validierungs-Set-up, das die experimentellen Biegemessungen an den Höckern wiedergibt. González-López et al.^{11, 12} verwendeten ein Präzisionsmikrometer, um den Abstand zwischen den Höckern zu messen. Da dieses Gerät eine Präzision von etwa $1\ \mu\text{m}$ aufweist, konnten sie keine Verschiebungen im Submikronbereich messen. Außer bei MOD_CAV betrug der maximale Unterschied zwischen den experimentellen Messungen und dem FEA-Modell etwa $3\ \mu\text{m}$. In Anbetracht dessen, dass die in beiden Artikeln vermerkten Standardabweichungen diese Werte weit überschreiten, kann das Modell als gültig betrachtet werden. Die Ergebnisse, die mit

Zähnen mit einer Kompositrestauration erzielt wurden, stimmen mit den Schlussfolgerungen von Douglas¹ überein. Er gab an, ihre Festigkeit nehme mit steigender Kavitätengröße ab und könne nur bei kleinen konservativen Kavitäten die Festigkeit des unveränderten Zahns erreichen, insbesondere bei zweiflächigen Präparationen (MO oder SLOTS). Bei der Entfernung interdentaler Karies sollte möglichst eine intakte Randleiste erhalten bleiben. So werden dreiflächige Präparationen, z. B. MOD, vermieden, bei denen die Höcker starken Spannungen ausgesetzt sind (Abb. 5). In den Validierungsstudien^{11, 12} ergaben sich die gleichen Schlussfolgerungen.

Mit der in diesem Artikel beschriebenen Methode wurden gültige 3D-Modelle mit einer sehr detaillierten

Zahn Anatomie und realistischen Berechnungen generiert. Aufgrund der früheren Einschränkungen bei der Bestimmung der Geometrie (z. B. manuelles Zeichnen der tatsächlichen Zahnabschnitte) und weil für 3D-Modelle mehr Speicherplatz im Computer erforderlich war, führten frühere Versuche, 3D-Modelle zu generieren, zu viel größeren Netzen. Manche Autoren^{22, 23} digitalisierten ein Gipsmodell (Kronenbereich) und extrapolierten die innere Geometrie (Pulpa, Wurzel dentin und Schmelz) anhand von Zahn morphologiedaten aus der Literatur. Die Entwicklung eines 3D-FE-Modells eines restaurierten Zahns anhand einer CT-Datenerfassungstechnik im Mikromaßstab wurde als Erstes von Verdonschot et al.¹⁴ beschrieben. Allerdings wurde die 3D-Geometrie



dadurch erzielt, dass 2D-Schichtaufnahmen übereinandergelagert wurden. Dafür war noch ein erheblicher manueller Aufwand erforderlich. Außerdem wurde der Zahn nach der Restauration mit einem MOD-Komposit gescannt, sodass für die Prüfung anderer Restaurationsdesigns weitere Scans erforderlich waren.

Die in der vorliegenden Studie verwendete Methode weist zwei signifikante Verbesserungen auf. Erstens wird durch die Verwendung der STL-Oberflächendaten, die auf der Oberflächen-/Interface-basierten Vernetzung beruhen, ein Maximum an anatomischen Details dargestellt. Die verschiedenen Teile des Modells, die die verschiedenen mechanischen Eigenschaften darstellen, werden zunächst identifiziert (Segmentierungsprozess bei MIMICS) und dementsprechend vernetzt. Die gleichmäßige und sehr gut gesteuerte Darstellung der Übergänge wie der Schmelz-Dentin-Grenze ist deshalb möglich, weil die Elemente die verschiedenen Strukturen nicht überlappen, sondern genau ihren internen Grenzen folgen. Die zweite wichtige Entwicklung liegt in der Vielseitigkeit der STL-Datensätze, den hochentwickelten Visualisierungstools (schattierte Drahtgitter-3D-Ansichten, Sektionsansichten usw.) und in den Möglichkeiten, die die Booleschen Verknüpfungen bieten. Das grundlegende Prinzip Boolescher Verknüpfungen liegt darin, dass durch die Kombination zweier 3D-Objekte ein neues Objekt gebildet werden kann. Addition, Schnitt und Subtraktion von Objekten können vorgenommen werden. Für die Kontinuität der entstehenden volumetrischen Vernetzung ist es ganz wesentlich, dass am Interface zwischen den neuen Objekten beim Schnitt oder bei der Subtraktion von zwei überlappenden Objekten eine

kongruente Vernetzung vorhanden ist. Anders als Verdonshot et al.¹⁴, die den Zahn „real“ restaurieren mussten, ehe sie ihn scanneten, konnten die Autoren dieses Artikels dank der Booleschen Verknüpfungen mit vorher definierten CAD-Objekten (Box, Zylinder, Kegel oder Inserts) die Abfolge der restaurativen Verfahren digital simulieren (Abb. 2). So blieb die Geometrie des unveränderten Zahns erhalten, was den direkten Vergleich mit den verschiedenen experimentellen Bedingungen ermöglichte. Durch das sehr nutzerfreundliche Grafik-Interface von MAGICS können verschiedene Teile rasch modifiziert und neue STL generiert werden, die sofort exportiert und mit dem FEA-Programm volumetrisch vernetzt werden können.

Um diese gültigen FEA-Modelle zu erzeugen, waren nur 113 Schichtaufnahmen erforderlich. Angesichts der exponentiellen Entwicklung kommerzieller dentaler CT-Scanner und Computer für die Bearbeitung sowie nutzerfreundlicher Interfaces sollte diese Methode sehr bald schon die rasche Anfertigung von patientenspezifischen Simulationen von Zahnrestorationen ermöglichen. Vielleicht bleiben geringe Unterschiede zwischen der Realität und der FE-Umgebung bestehen. Numerische Modelle sind allerdings eine einzigartige Möglichkeit, die sonst nicht zugängliche Spannungsverteilung im Zahn-Restaurations-Komplex darzustellen. Sie sind ein nützliches Hilfsmittel in dem Bemühen, den Einblick in die Biomechanik des Zahns und die biomimetische Vorgehensweise in der restaurativen Zahnmedizin zu verbessern²⁴.

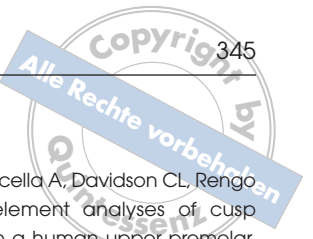
Schlussfolgerungen

Es wurde ein rasches Vorgehen zur Generierung von FE-Modellen von Zahnstrukturen und Restaurationen vorgestellt. Es wurden detaillierte 3D-FE-Modelle eines Prämolars mit verschiedenen Kavitäten und Restaurationsdesigns generiert. Die potenzielle Nutzung des Modells unter Verwendung der nichtlinearen Kontaktanalyse zur Simulation der okklusalen Belastung wurde demonstriert. Die Verbreiterung der Höcker wurde für die Modellvalidierung und -optimierung mit vorliegenden experimentellen Daten korreliert. Durch dieses Modell wurde bestätigt, dass bei der Entfernung interdentaler Karies möglichst eine intakte Randleiste erhalten bleiben sollte. So werden dreiflächige Präparationen, z. B. MOD-Präparationen, vermieden, bei denen die Höcker starken Spannungen ausgesetzt sind.

Diese Simulationsmethode erfordert keinen großen Aufwand. Sie kann auch in anderen medizinischen Bereichen angewandt werden, um zu jedem beliebigen Körperteil patientenspezifische Modelle zu generieren, entweder mit MRT- oder CT-Daten. Außerdem könnte diese Methode die Optimierung und den Einblick in biomedizinische Apparaturen erleichtern, ehe klinische Studien an Tieren und Menschen durchgeführt werden.

Danksagung

Die Autoren danken François Curnier (Digisens) für die Bereitstellung der unbearbeiteten Mikro-CT-Daten. Diese Studie wurde zum Teil von MSC Software (MSC.Marc und MSC.Mentat) und von Materialise (MIMICS und MAGICS) unterstützt.



Literatur

1. Douglas WH. Methods to improve fracture resistance of teeth. In: Vanherle G, Smith DC (eds). International Symposium on Posterior Composite Resin Restorative Materials. Symposium sponsored by 3M, St. Paul, MN. The Netherlands: Peter Szulc, 1995:433–441.
2. Hood JAA. Methods to improve fracture resistance of teeth. In: Vanherle G, Smith DC (eds). International Symposium on Posterior Composite Resin Restorative Materials. Symposium sponsored by 3M, St. Paul, MN. The Netherlands: Peter Szulc, 1995:443–450.
3. Morin DL, Douglas WH, Cross M, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: Experimental strain measurement. *Dent Mater* 1988;4:41–48.
4. Morin DL, Cross M, Voller VR, Douglas WH, DeLong R. Biophysical stress analysis of restored teeth: Modelling and analysis. *Dent Mater* 1988;4:77–84.
5. Assif D, Marshak BL, Pilo R. Cuspal flexure associated with amalgam restorations. *J Prosthet Dent* 1990;63:258–262.
6. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1995; 21:57–61.
7. Pilo R, Brosh T, Chweidan H. Cusp reinforcement by bonding of amalgam restorations. *J Dent* 1998;26:467–472.
8. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: A finite element study. *Eur J Oral Sci* 1998;106: 1028–1032.
9. Jantararat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *J Dent* 2001;29:75–82.
10. Zidan O, Abdel-Keriem U. The effect of amalgam bonding on the stiffness of teeth weakened by cavity preparation. *Dent Mater* 2003;19:680–685.
11. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vílchez-Díaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent* 2006;31:33–38.
12. González-López S, Vílchez Díaz MA, de Haro-Gasquet F, Ceballos L, de Haro-Muñoz C. Cuspal flexure of teeth with composite restorations subjected to occlusal loading. *J Adhes Dent* 2007;9:11–15.
13. Cattaneo PM, Dalstra M, Frich LH. A three-dimensional finite element model from computed tomography data: A semi-automated method. *Proc Inst Mech Eng (H)* 2001;215:203–213.
14. Verdonshot N, Fennis WM, Kuijs RH, Stolk J, Kreulen CM, Creugers NH. Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques. *Int J Prosthodont* 2001;14:310–315.
15. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123: 367–373.
16. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: A tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 2005;84:428–433.
17. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* 2007;23: 539–548.
18. Eldiwany M, Powers JM, George LA. Mechanical properties of direct and post-cured composites. *Am J Dent* 1993;6: 222–224.
19. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 1989;16:603–611.
20. Anusavice KJ, Hojjatie B. Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns. *J Dent Res* 1988;67:1371–1375.
21. Nakayama WT, Hall DR, Grenoble DE, Katz JL. Elastic properties of dental resin restorative materials. *J Dent Res* 1974;53: 1121–1126.
22. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cuspal movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 2001;34:1269–1277.
23. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—A 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18:295–303.
24. Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach. Chicago: Quintessence, 2002.