

M.P. Dittmer¹, P. Kohorst², L. Borchers², M. Stiesch²

Finite-Elemente-Analyse zur Ermittlung der Spannungsverteilung in Vollkeramikbrücken

Finite element analysis to determine stress distribution in all-ceramic FPDs



M.P. Dittmer

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von Pfeilerresilienz und Pfeiler- und Sockelmaterialien *in vitro* auf die Spannungsverteilung einer axial belasteten Zirkoniumdioxidbrücke zu untersuchen. Dazu wurden vier Versionen eines Finite-Elemente-Modells entwickelt. In Version 1 wurden die Kenndaten einer CoCr-Legierung für den Sockel und die starr mit ihm verbundenen Pfeiler zugrunde gelegt. Version 2 unterschied sich hiervon durch resiliente Lagerung der Pfeiler im Sockel. Die 3. Version war mit Sockel und Stümpfen aus Polyurethan sowie resilienter Stumpf-lagerung an eine *In-vitro*-Studie angelehnt, während sich die 4. Version an den Lagerungsverhältnissen *in vivo* orientierte.

Die größten Zugspannungen traten bei Belastung mit 1630 N im Bereich des mittleren Verbinders immer basal des mittleren Verbinders auf. Sie nahmen durch nachgiebige Pfeilerlagerung deutlich zu und betragen 289 MPa bei Version 1, 331 MPa bei Version 2, 633 MPa bei Version 3 und 557 MPa bei Version 4. Bei *In-vitro*-Belastungstests sollten Brücken auf nachgiebig gelagerten Pfeilern verwendet werden, da die Pfeilerresilienz und das Pfeilermaterial einen entscheidenden Einfluss auf die in der Brücke auftretenden Zugspannungen haben. Klinisch ist bei größerer Pfeilerbeweglichkeit mit einem erhöhten Frakturrisiko zu rechnen. (Dtsch Zahnärztl Z 2010; 65: 92–99)

Schlüsselwörter: Zirkoniumdioxid, Belastbarkeit, Brücken, Spannungsanalyse, Finite Elemente, mechanische Spannungen, Pfeilerresilienz

The aim of this study was to investigate the influence of simulated abutment teeth (AT) resilience and model materials *in vitro* on stress distribution in a four-unit FPD made of zirconia by means of finite element (FE) analysis. Four different FE model versions were created. In version 1, socket and rigidly fixed AT were made of CoCr-alloy. Version 2 was similar to version 1, but AT were embedded resiliently. Version 3 was made of a polyurethane (PUR) socket and resiliently embedded PUR AT. Version 4 simulated the *in vivo* situation. Highest tensile stresses under axial load of 1630 N at the centre of the middle connector were determined at the base of the middle connector area. Stress increased with increasing AT resilience. Highest tensile stresses were 289 MPa in version 1, 331 MPa in version 2, 633 MPa in version 3 and 557 MPa in version 4. AT resilience and materials used for model parts *in vitro* have important influence on tensile stresses in FPDs. To achieve realistic results *in vitro*, test specimens should be supported by resilient AT made of a moderately rigid material. In clinical practice risk of failure may rise with increasing resilience of AT.

Keywords: zirconia, load bearing capacity, FPD, stress analysis, finite element analysis, mechanical stress

¹ Klinik für Kieferorthopädie (Dir.: Prof. Dr. R. Schweska-Polly), Medizinische Hochschule Hannover

² Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomedizinische Werkstoffkunde (Dir.: Prof. Dr. Meike Stiesch), Medizinische Hochschule Hannover

Peer-reviewed article: eingereicht: 01.04.2009, akzeptiert: 22.07.2009

DOI 10.3238/dzz.2010.0092

1 Einleitung

Mit der Entwicklung von Hochleistungskeramiken, die eine höhere Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit im Vergleich zu konventionellen Keramiken aufweisen, ist es möglich geworden, dem Wunsch der Patienten nach hochästhetischem Zahnersatz auch im Seitenzahnbereich nachzukommen [39, 58]. Die hervorragenden mechanischen Eigenschaften machen insbesondere yttriumverstärktes Zirkoniumdioxid (Y-TZP) zu einem attraktiven Material für die Herstellung hochfester Kronen- und Brückengerüste. Hauptnachteil aller Keramiken ist ihre Sprödigkeit und das damit verbundene Bruchverhalten [31]. Sie können Druckspannungen sehr gut tolerieren, da diese beginnende Risse schließen oder sogar das Risswachstum stoppen. Zug- und Scherspannungen hingegen vertiefen den Riss. Dies kann dazu führen, dass die Risse auch bei Belastungen unterhalb der Bruchspannung wachsen und somit zum Versagen des Bauteils führen (subkritisches Risswachstum) [18, 31]. Vor dem klinischen Einsatz ist daher von großem Interesse, unter anderem die in Brücken aus keramischen Werkstoffen auftretenden Spannungen zu evaluieren. So können eventuelle Schwachstellen erkannt, durch eine Gestaltoptimierung eliminiert und somit die Belastbarkeit der Restauration erhöht werden. Es sind unterschiedliche Methoden zur Untersuchung der auftretenden Spannungen, der Belastbarkeit und des Bruchverhaltens bekannt. Einerseits werden die klinische Situation simulierende In-vitro-Untersuchungen durchgeführt, welche sich im verwendeten Sockel- und Pfeilermaterial sowie in der resilienten Lagerung der Restaurationspfeiler unterscheiden. Andererseits geben zwei- (2D) oder dreidimensionale (3D) Finite-Elemente(FE)-Analysen Aufschlüsse über die im untersuchten Werkstück herrschenden Spannungen. In beiden Fällen ist es wichtig, Parameter in die In-vitro-Studie zu integrieren, die einen Einfluss auf die untersuchte Eigenschaft haben. Nachfolgend soll ein kurzer Überblick über die Vielfalt der beiden zuvor genannten Untersuchungsmethoden gegeben werden.

Bereits seit langem haben sich in der Zahnmedizin In-vitro-Simulationen der Patientensituation zur Untersuchung

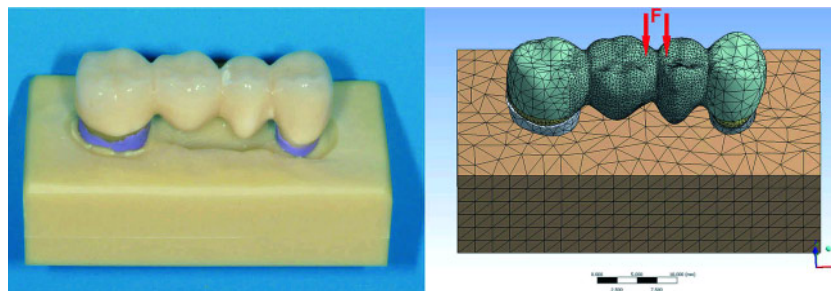


Abbildung 1 In-vitro-Modell (links) und vernetztes virtuelles Modell (rechts, Krafteinleitung in Pfeilrichtung)

Figure 1 In-vitro model (left) and meshed virtual model (right), load application in direction of arrows.

(Abb. 1-5 u. Tab. 1: M.P. Dittmer)

von Brückenrestorationen etabliert und kommen in verschiedenen Studien zur Anwendung. Dabei kommen als Pfeilermaterialien neben natürlichen Zähnen [6, 29, 41] hauptsächlich Metalllegierungen [30, 54] und Kunststoffe [49] zum Einsatz. Auch die Lagerungsart der Pfeiler ist in den verschiedenen Studien uneinheitlich. In manchen Fällen wird ein parodontales Ligament (PDL) simuliert. Dabei kommen zur resilienten Ummantelung der Modellstümpfe Polyethermaterialien [4] sowie Materialien auf Silikonbasis zum Einsatz [23, 24]. Demgegenüber verwendeten *Hwang* et al. präparierte Stümpfe ohne Wurzelfortsatz und ohne resiliente Lagerung [20], *Sundh* et al. verwendeten Stümpfe mit simplifizierten Wurzeln, jedoch ebenfalls ohne simuliertes PDL [53]. *Ko-horst* et al. untersuchten die Belastbarkeit von Vollkeramikbrücken hinsichtlich unterschiedlicher Zirkoniumdioxidgerüste sowie künstlicher Alterung in einem feuchten Millieu [25–27]. Die Autoren benutzten dabei Modellzähne aus Polyurethan (PUR), welche im Wurzelbereich zur Simulation des PDL mit einer dünnen Latexschicht überzogen wurden. Diese Modellzahnwurzeln wurden dann zur simulierten Knochenlagerung in einen PUR-Block eingebettet.

Die Methode der finiten Elemente wurde zunächst Ende der 50er Jahre des letzten Jahrhunderts hauptsächlich von Ingenieuren angewandt [56]. In den 1970er Jahren wurden erste Studien veröffentlicht, die auch zahnärztlich-prothetische Versorgungen untersuchten [11]. Hier wurde eine 3D-Geometrie vereinfachend als rotationssymmetrisch angenommen und damit berechnungs-

technisch auf ein 2D-FE-Modell reduziert, um den Einfluss der Präparationsform auf die Spannungsverteilung in Molarenkronen zu untersuchen [11, 12]. Allenfalls ein geringer Teil der Pfeilerwurzeln wurde simuliert, vermutlich auf Grund des Wissensdefizits bezüglich der parodontalen Resilienz. Erst eine Dekade später wurden FE-Modelle mit simulierten Wurzeln und PDL präsentiert [38, 45, 60]. Diese behandelten allerdings nur einen 2D-Querschnitt durch das untersuchte Objekt und konnten dreidimensionale Effekte, zum Beispiel die versteifende Ringwirkung von Kronen in Umfangrichtung, nicht adäquat abbilden. Durch die stetige Weiterentwicklung der Computertechnik und die damit verbundene Steigerung der Rechenleistung konnten komplexere echte 3D-Modelle erstellt und berechnet werden. In diesen Modellen wurden die Stümpfe sowohl ohne Wurzelfortsätze und PDL [2, 19, 22, 35] als auch mit Wurzelfortsatz und PDL modelliert [5, 40].

Rees untersuchte mit Hilfe einer 2D-FE-Analyse die Relevanz des PDL und des umgebenden Knochens bei der virtuellen Belastung einer Brückenrestauration. Er kam zu dem Schluss, dass beide Komponenten Einfluss auf das Ergebnis nehmen und in der Simulation berücksichtigt werden sollten [42]. *Romeed* et al. fanden zudem heraus, dass 2D-FE-Modelle in bestimmten Fällen für die Evaluation biomechanischer Schlüsselaspekte ausreichend sein können, für eine Untersuchung aller am Modell beteiligten Komponenten inklusive der Lagerung jedoch anspruchsvollere, mit spezieller Technik (digitales Scannen) erstellte Modelle herangezogen werden sollten [46].

Material	Elastizitätsmodul (MPa)	Querkontraktionszahl	Quelle
ZrO ₂	210.000	0,27	[34]
Verblendung	70.000	0,2	[43, 59]
Polyurethan (PUR)	3.525	0,33	Zugversuch
Glasionomierzement	15.900	0,325	[7]
Resiliente Lagerung	92	0,49	errechnet
CoCr-Legierung	220.000	0,3	Herstellerangabe
Dentin	18.300	0,3	[1, 15, 57]
Spongiosa	1.370	0,3	[32]
PDL	69	0,45	[13]

Tabelle 1 Im FE-Modell verwendete Materialkenndaten.

Table 1 Material constants used in FE model.

Ziel dieser Studie war es, in Anlehnung an eine von *Kohorst et al.* durchgeführte In-vitro-Studie [25–27] ein 3D-FE-Modell einer viergliedrigen Vollkeramikbrücke in vier Varianten zu erstellen. Damit sollte insbesondere der Einfluss von Pfeilerresilienz sowie von Pfeiler- und Sockelmaterial auf die Spannungsverteilung bei axialer Belastung der Brückenkonstruktion untersucht werden. Außerdem sollte der Ort der größten Zugspannung mit den Ergebnissen der fraktografischen Analyse der In-vitro-Studie verglichen werden.

2 Material und Methode

Es wurde ein viergliedriges (Zahn 24–27) Zirkoniumdioxidgerüst aus einer im Hause von *Kohorst et al.* durchgeführten In-vitro-Studie [25–27] einmal mit und einmal ohne Verblendmasse im Streifenprojektionsverfahren optisch gescannt. Aus den generierten Daten wurde ein 3D-Modell einer Vollkeramikbrücke erstellt, welches mit einer Genauigkeit von ca. 10 µm den von *Kohorst et al.* [25–27] untersuchten Brücken entsprach. Die Verbinderschnitte wiesen hierbei folgende Flächen auf: 12,5 mm² (24–25), 15,6 mm² (25–26)

und 11,6 mm² (26–27). Die Brückenspanne zwischen den beiden Pfeilern betrug 14,5 mm. Anschließend wurden in einem CAD-Programm (DesignModeler, Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) die Stümpfe inklusive Zementschicht sowie einer durchschnittlich 300 µm starken Ummantelungsschicht der Stumpfwurzeln modelliert und virtuell in einen Block eingebettet (siehe Abb. 1). Die Explosionsansicht in Abbildung 2 zeigt den grundsätzlichen Aufbau des Modells. Es wurde anschließend zur FE-Simulation in ein entsprechendes Programm übertragen (DesignSpace, Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). Mit Hilfe eines programmgesteuerten Vernetzungsalgorithmus wurde dann ein aus 110380 Hexaeder- und Tetraederelementen mit quadratischer Ansatzfunktion bestehendes FE-Modell erstellt. Im Bereich der lateralen und mittleren Konnektoren wurde für das Gerüst ebenso wie für die Verblendung eine besonders feine Elementgröße von 0,5 mm manuell vorgegeben, da dort ein differenziertes Ergebnis gewünscht war. Im nächsten Schritt wurden die für die Simulation notwendigen Materialkenndaten definiert. Die meisten von ihnen konnten der Literatur entnommen werden, die Querkontraktionszahl sowie der Elastizitätsmodul des in einer Version verwen-

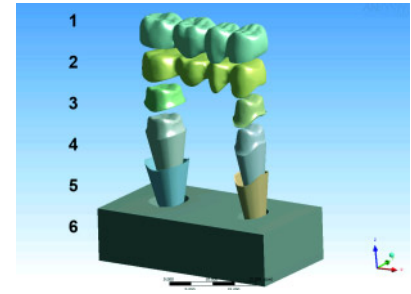


Abbildung 2 Bestandteile des virtuellen Modells: 1. Verblendmasse, 2. Y-TZP-Gerüst, 3. Zementschicht, 4. Modellstümpfe, 5. resiliente Zwischenschicht, 6. Sockel.

Figure 2 Components of the virtual model: 1. veneering layer, 2. zirconia framework, 3. cement layer, 4. model teeth, 5. resilient interface layer, 6. socket.

deten PURs (AlphaDie Top, Schütz-Dental, Rosbach, Deutschland) hingegen mussten durch einen Zugversuch nach EN ISO 527 Teil 1 und 2 bestimmt werden [50, 51]. Die in der Simulation verwendeten Materialkenndaten sind der Tabelle 1 zu entnehmen. Um vier bei In-vitro-Versuchen gebräuchliche Lagerbedingungen vergleichen zu können, wurden den Modellkomponenten die entsprechenden Materialkenndaten zugeordnet. In Modellversion 1 wurden die Kenndaten einer CoCr-Legierung (Biosil f, Degudent, Hanau, Deutschland) für den Sockel und die starr mit ihm verbundenen Pfeiler zugrunde gelegt. Version 2 unterschied sich hiervon durch resiliente Lagerung der Pfeiler im Sockel. Die dritte Version war mit Sockel und Stümpfen aus PUR sowie resilienter Stumpflagerung aus Latex an die In-vitro-Studie angelehnt, während sich die vierte Version mit Sockel aus Spongiosa, Stümpfen aus Dentin und simuliertem Parodontium an natürlichen Verhältnissen orientierte.

Für die resiliente Zwischenschicht der Stümpfe in dem PUR- und dem CoCr-Sockel wurde der geometrische Mittelwert der Elastizitätsmoduln von Latex und PUR angenommen, um das hyperelastische Materialverhalten, d. h. die Versteifung des Elastomers bei Belastung, anzunähern [8].

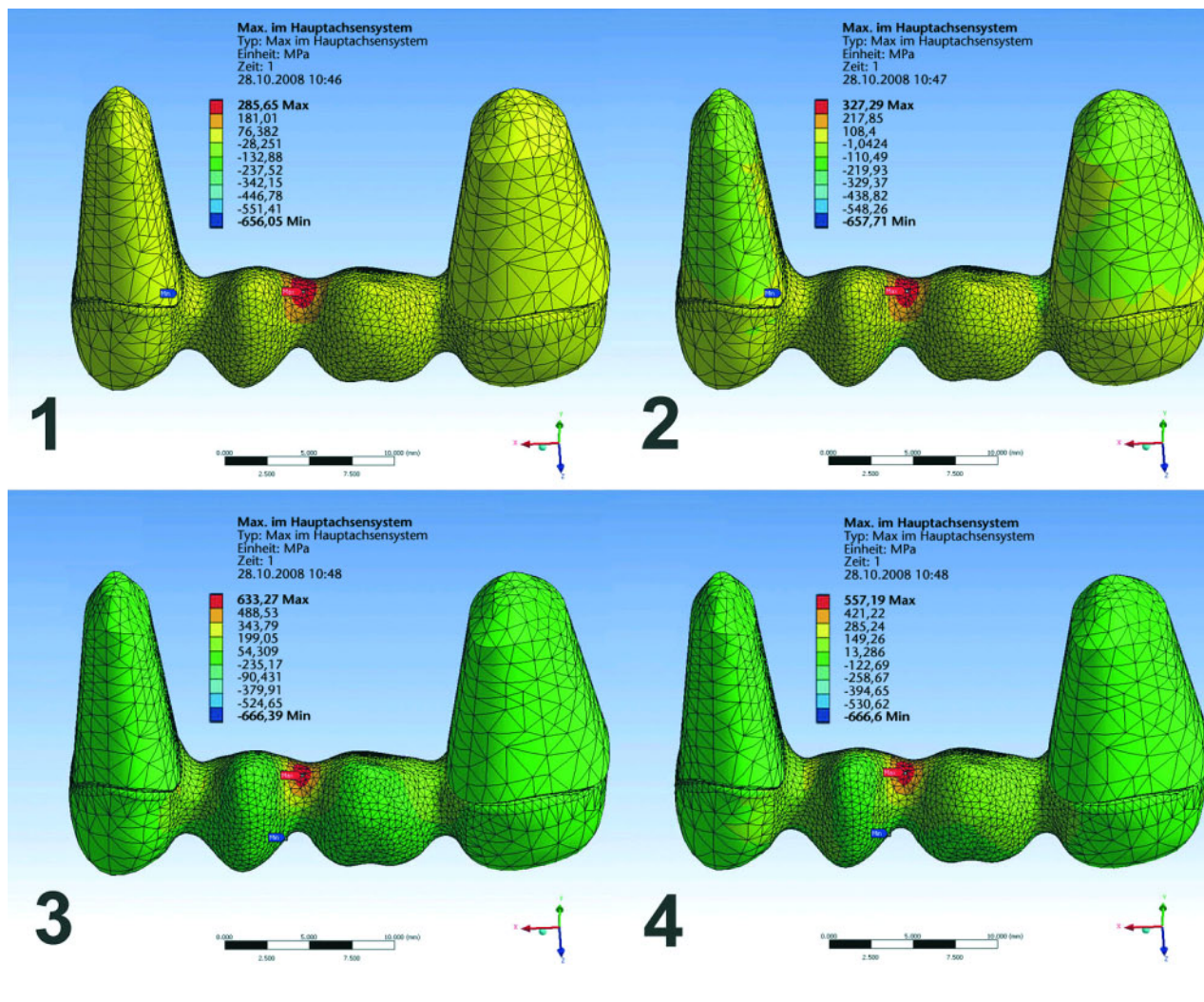


Abbildung 3 Übersicht über die Verteilung der max. Hauptspannung auf der Oberfläche der Versionen 1 bis 4 (Verblendmasse, Modellsoclet und resiliente Wurzelhüllschicht der Übersichtlichkeit halber nicht dargestellt).

Figure 3 Overview of stress distribution on surfaces of framework and resilient layer, respectively, in versions 1 to 4; veneering layer, PUR block and resilient interface layer left out for clarity.

Die senkrecht von okklusal wirkende Belastung der Brücke wurde gleichmäßig auf zwei kreisförmige Flächen mit einem Durchmesser von 1 mm verteilt und im Bereich der Randleisten des mittleren Verbinders eingeleitet (Abb. 1). Die Orte der Kräfteinleitung entsprachen den In-vitro-Bedingungen. Die für die Simulation angenommene Kraft von 1630 N führte in der In-vitro-Studie bei 63,2 % der Fälle zum Bruch (Weibull-Statistik). Es war weiterhin notwendig, die Kontaktart (starre Verbindung, Gleiten usw.) der Flächen zweier sich berührender Modellteile zu definieren. Dies geschah manuell durch die Auswahl der Flächen und Zuweisung der jeweiligen Art des Kontaktes. In allen Fällen wurde ein Verbund zwischen den entsprechenden Modellteilen angenommen, da ein

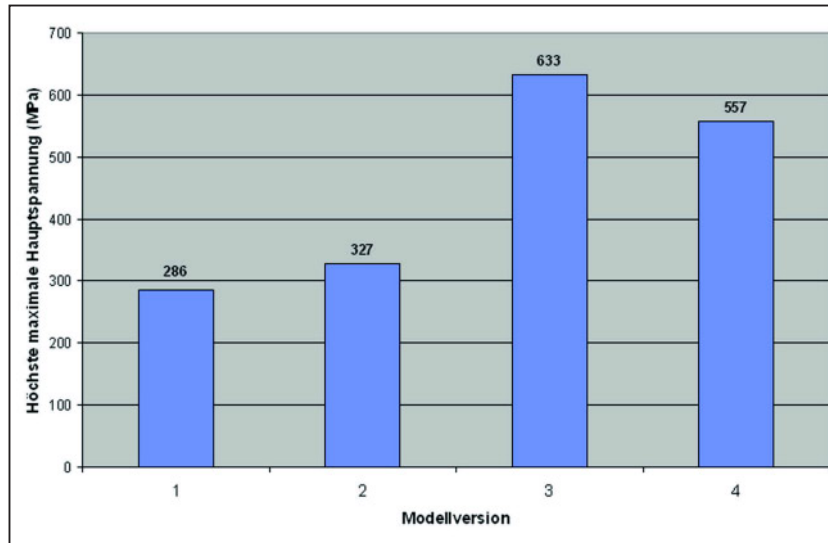
Trennen oder Gleiten einzelner Bauteile im System nicht möglich sein sollte. Als Lösungsverfahren der mathematischen Gleichung, welche den Kontakt definierte, wurde das Augmented-Lagrange-Verfahren gewählt [44]. Dieses gewährleistete eine maximal starre Verbindung zweier benachbarter, zu verschiedenen Modellteilen gehörender Knoten in der Grenzschicht. Da der Sockel in vitro bei Belastung von einer steifen Unterlage unterstützt wurde, wurde die Lagerung der virtuellen Sockel an ihrer Unterfläche in allen drei Raumrichtungen als fixiert vorgegeben.

Die visuelle Inspektion von zehn von Kohorst et al. bis zum Bruch belasteten viergliedrigen Brücken zeigte, dass der Bruchspalt in allen Fällen zwischen dem zweiten Prämolaren und dem ers-

ten Molaren verlief. Der Anteil der zerstörten Brücken, welcher die Molarenkrone sowie das Molarenbrückenglied enthielt, wurde auf einem Objektträger fixiert und mit Gold-Palladium-Targetmaterial über einen Zeitraum von 175 Sekunden in einem Abstand von 50 mm beschichtet. Anschließend wurde die rasterelektronen-mikroskopische Untersuchung durchgeführt (Hitachi S2300, Hitachi Ltd., Tokio, Japan)

3 Ergebnisse

Einen Überblick über die mit Hilfe der Methode der finiten Elemente berechneten Verteilung der maximalen Zugspannungen in den Brücken gibt Abbildung 3. In allen vier simulierten Fällen



konnten Zugspannungskonzentrationen im Bereich basal des mittleren Verbinders ermittelt werden. Das globale Maximum der Zugspannung war im Gerüst von der Mitte aus leicht nach bukkal verschoben zu finden (Abb. 3). Bei konstanter Belastung mit 1630 N konnte ein Ansteigen des Werts der höchsten Zugspannung mit steigender Resilienz der Lagerung beobachtet werden. Die Zugspannung stieg im Bereich des mittleren Verbinders von 286 MPa in Version 1 auf 327 MPa in Version 2 bis auf 633 MPa in Version 3, um dann in Version 4 auf 557 MPa abzufallen (Abb. 4). Im Schnittbild des mittleren Konnektors von Version 3 (Abb. 5) lässt sich der von okklusal nach basal gerichtete Spannungsgradient im Zirkoniumdioxidgerüst erkennen. Die Spannungen reichen von -80 MPa (Druck, okklusal) bis 633 MPa (Zug, basal). Lässt man die Verblendung unberücksichtigt, so befinden sich die maximalen Druckspannungen in Version 1 und 2 im disto-zervikalen Koronalanteil des Prämolarenstumpfes, in Version 3 und 4 treten sie im Bereich der Krafteinleitung im mittleren Verbinderbereich auf. Im Bereich der Verblendung sind in Modellversion 3 maximale Druckspannungen von 669 MPa im Bereich der kreisförmigen Lasteinleitungsflächen zu finden, die Zugspannungen belaufen sich auf maximal 385 MPa im basalen Bereich des mittleren Verbinders.

Alle in vitro untersuchten Brücken frakturierten im Bereich des mittleren Verbinders. Das rasterelektronenmikroskopische Bild (Abb. 5) illustriert exemplarisch eine typische Bruchfläche. Im

Rahmen der fraktografischen Analyse konnte der Bruchursprung ermittelt werden. Er wurde im Zirkoniumdioxidgerüst nahe dem Übergang zur Verblendmasse an der gingival gerichteten Krümmung ausgemacht. In den meisten Fällen konnten in diesem Bereich kleine Poren oder Defekte gefunden werden. Der Bruchursprung in vitro und der Ort der maximalen Zugspannung in der FE-Analyse korrelierten in allen Fällen (Abb. 5).

4 Diskussion

In der Literatur sind bis dato nur wenige FE-Studien mit dreidimensionalen Modellen mehrgliedriger Brücken beschrieben worden [9]. Eine 2D FE-Studie einer dreigliedrigen Brücke wurde von Kelly et al. [22] durchgeführt und ähnelt der vorliegenden Studie. Die Autoren applizierten die einwirkende Kraft ebenfalls okklusal mittig des Brückenkörpers, benutzten als Gerüstwerkstoff jedoch die Keramik In-Ceram. Die Ergebnisse der fraktografischen Analyse der in vitro bis zum Bruch belasteten Brücken korrespondierten wie auch in der vorliegenden Studie in allen Fällen mit den Ergebnissen der FE-Analyse. Alle Brücken waren im Bereich der Verbinder frakturiert. In den meisten Fällen (70 %) war der Bruchursprung am Übergang von Gerüst zur Verblendmasse zu finden [22]. Oh et al. fanden ebenfalls, dass insbesondere die Bereiche der Verbinder für die Bruchlast der Konstruktion relevant sind. Sie variierten den Radius der nach gingival gerichteten Kur-

Abbildung 4 Größte maximale Hauptspannung in der Brücke in Abhängigkeit von der Lagerungsart (Version 1: Sockel und Stümpfe aus CoCr-Legierung, Stümpfe starr gelagert, Version 2: Wie Version 1, aber Stümpfe resilient im Sockel gelagert, Version 3: Sockel und Stümpfe aus PUR, Stümpfe resilient im Sockel gelagert, Version 4: Simulation der In-vivo-Situation).

Figure 4 Highest maximum principal stress for different model versions. (Version 1: Socket and rigidly fixed abutment teeth made of CoCr-alloy, Version 2: Similar to version 1, but abutment teeth were embedded resiliently, Version 3: Socket and abutment teeth made of PUR, abutment teeth embedded resiliently, Version 4: Simulation of in-vivo situation).

vatur der Verbinder in vitro und in der FE-Analyse und beobachteten einen starken Einfluss des Radius auf die Festigkeit der Brücke. In der ebenfalls durchgeführten fraktografischen Analyse konnte der Bruchursprung an der nach gingival gerichteten Rundung des Verbinders ausgemacht werden, was die numerisch ermittelte Spannungsspitze in diesem Bereich erwarten ließ [35, 36]. Augereau et al. führten ebenfalls 3D FE-Analysen dreigliedriger Brücken durch [2, 3], eine von ihnen mit besonderem Augenmerk auf den Verbinderbereich [3]. In dieser Studie variierten sie die Querschnittsfläche des Verbinders und stellten fest, dass bei erhöhter Frakturgefahr eine Verstärkung des Verbinders mit Keramikmasse im zervikalen Bereich erfolgen sollte. Falls die Patientensituation vollkeramische Restaurationen zulässt, sollte auch die Mobilität der Pfeilerstümpfe im Entscheidungsprozess Berücksichtigung finden [3]. Eine von Yang et al. durchgeführte 2D FE-Analyse einer viergliedrigen Brücke unterstreicht, dass die Verbinder loci minoris resistentiae sind. In der genannten Studie konnten jedoch neben den Verbinderbereichen Spannungskonzentrationen im zervikalen Dentinbereich nahe des Alveolarkamms ermittelt werden [60]. Dies korreliert sehr gut mit den in der vorliegenden Studie ermittelten Druckspannungskonzentrationen in Version 1 und 2.

Alle genannten Studien zeigen, dass insbesondere die Verbinderbereiche frakturanfällig sind. Die vorliegen-

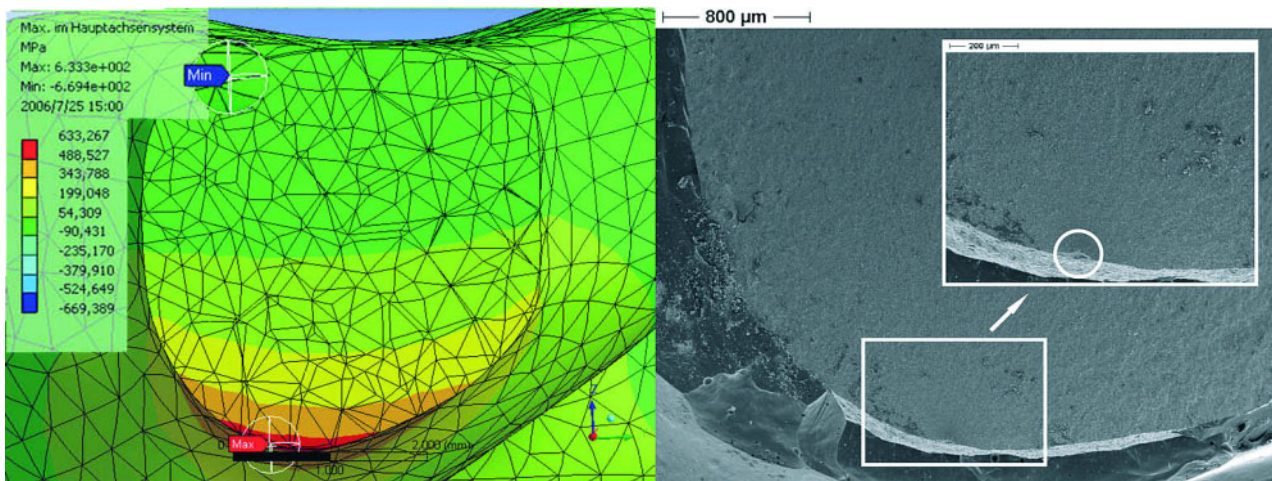


Abbildung 5 Vergleich von maximaler Zugspannung in der Simulation (Version 3 ohne Verblendmasse, linkes Bild) und Bruchursprung in vitro (Kreis, rechtes Bild).

Figure 5 Comparison of highest tensile stress in FE analysis (version 3, veneering layer left out, left side), and crack initiation in vitro (circle, right side).

de Studie unterstreicht dies dadurch, dass die mit Hilfe der Methode der finiten Elemente ermittelten Spannungskonzentrationen in diesem Bereich liegen. Um das Frakturrisiko im Verbinderbereich zu minimieren, sollte daher bei viergliedrigen Zirkoniumdioxidbrücken ein Verbinderquerschnitt von mindestens $12,6 \text{ mm}^2$ erzielt werden [52].

Die hier weiterhin durchgeführte Untersuchung des Einflusses der Pfeilerresilienz sowie des Pfeiler- und Sockelmaterials auf die induzierten Spannungen zeigt, dass die größten Zugspannungen zwar immer im Bereich basal des mittleren Verbinders auftreten (siehe Abb. 3), sie jedoch mit steigender Steifigkeit der Lagerung abnehmen. Dies bedeutet umgekehrt, dass größere Pfeilerbeweglichkeit mit größeren Zugspannungen in der Brücke und damit höherem Bruchrisiko einhergeht. Dass die Pfeilerresilienz einen entscheidenden Faktor sowohl in der FE-Simulation als auch in vitro darstellt, wird durch die Studie von Rees unterstrichen [42]. Auch Molin et al. gelang es, an einem 3D FE-Modell einer dreigliedrigen Brücke zu zeigen, dass sich die induzierten Spannungen bei unterschiedlicher Lagerungsart unterscheiden. In ihrem Fall waren die Spannungen in dem Modell mit simuliertem PDL um 40 % höher als in dem Modell ohne PDL [33], während im vorliegenden Fall das Einfügen einer resilienten Latexschicht in Version 2

eine Spannungserhöhung um ca. 14 % bewirkte (vgl. Abb. 4, Version 1 und 2). Der Einfluss der Lagerungsart auf die Festigkeit der Restauration wurde zudem in verschiedenen In-vitro-Studien untersucht. Hauptunterscheidungsmerkmal der Studien sind die zur Simulation der Resilienzschicht verwendeten Materialien. In zwei Studien kam eine Polyetherschicht zum Einsatz [47, 48], Pauli und Kappert et al. benutzten ein auf Silikon basierendes Material [21, 37]. Alle vier genannten Studien zeigen jedoch, dass die Belastbarkeit von Brücken mit endständigen Pfeilern mit resilienter werdender Lagerung abnimmt. Dies unterstreicht klar die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse. Einzig Kern et al. konnten keinen Einfluss eines simulierten PDLs auf die Festigkeit der Restauration erkennen [23].

Die von Kohorst et al. [25–27] in vitro untersuchte Modellversion 3 wies hier gegenüber der simulierten In-vivo-Situation (Version 4) die geringsten Abweichungen hinsichtlich der maximal auftretenden Zugspannung auf und lässt daher am ehesten realistische Bruchlasten im Experiment erwarten, wenn die In-vivo-Situation mit zwei beweglichen Pfeilern nachgestellt werden soll. Da die Spannungen in vivo leicht niedriger ausfallen als in Modellversion 3 (vgl. Abb. 4), ist hier sogar mit höheren Bruchlasten zu rechnen als im Experiment, womit ein gewisses Sicherheitspolster gewonnen ist.

Die bei Belastung der Brücke mit 1630 N auftretenden größten maximalen Hauptspannungen betragen in Version 3 633 MPa. Dies ist, die Korrektheit des FE-Modells vorausgesetzt, die Spannung, bei der 63,2 % der in vitro getesteten Brücken brachen. Sie stimmt recht gut mit den Ergebnissen von White et al. überein, die im Drei-Punkt-Biegeversuch Prüfkörper aus verschiedenen Zirkoniumdioxidkeramiken untersuchten. Die Biegefestigkeiten lagen hier bei 636 MPa bis 787 MPa [59]. Auch Guazzato et al. kamen bei gleicher Versuchsanordnung und Prüfkörpern aus einer experimentellen Zirkoniumdioxidkeramik auf Werte von $(680 \pm 130) \text{ MPa}$ [16]. Tinschert et al. untersuchten Prüfkörper aus Zirkoniumdioxid mit Hilfe eines Vier-Punkt-Biegeversuchs und ermittelten dabei allerdings beträchtlich höhere Biegefestigkeiten von $913 \pm 50 \text{ MPa}$ [55]. Die oben genannten und in unterschiedlichen Testverfahren ermittelten Werte sind jedoch nicht direkt vergleichbar. In der Regel täuscht der Drei-Punkt-Biegeversuch gegenüber anderen Prüfmethode eine signifikant höhere Festigkeit vor [17].

Die im biaxialen Biegetest von Kosmac et al. ermittelten Festigkeiten zweier sich in ihrer Korngröße unterscheidender Zirkoniumdioxidkeramiken lagen bei 1021 MPa bzw. 914 MPa [28]. Das hier verwendete Untersuchungsverfahren bietet den Hauptvorteil, dass die Ergebnisse nicht vom

Zustand der Probenkanten beeinflusst werden können [14].

Dass die oben genannten Festigkeiten teilweise über der in dieser Arbeit ermittelten maximalen Zugspannung von 633 MPa am Bruchursprung liegen, kann in der Herstellungsweise der Probekörper begründet sein. Die in vitro untersuchten Brücken wurden unter zahntechnischen Laborbedingungen hergestellt. Hierbei lassen sich Mikrodefekte, die als Ursprungsort eines Risses dienen können, nicht immer vermeiden. Die Herstellung der Probekörper für Biegetests erfolgt zumeist unter standardisierten Bedingungen, unter denen die Entstehung von Defekten eher vermieden werden kann.

Zusätzlich ist zu erwähnen, dass die Methode der finiten Elemente immer mit Modellfehlern behaftet ist. Die während des Verblendvorgangs induzierten Residualspannungen zwischen Verblendmasse und Gerüst [10] wurden ebenso nicht berücksichtigt wie nichtlineare Materialeigenschaften. Zudem wurde die Kraft in der FE-Simulation senkrecht von okklusal eingeleitet, im Versuch wirkte die Kraft jedoch über eine Kugel auf zwei


zueinander leicht geneigte Flächen und wurde deshalb in zwei Teilkräfte in Richtung der jeweiligen Flächennormalen aufgespalten. Damit wurden in der Umgebung der Krafteinleitungsstellen die Spannungen vernachlässigt, die durch die horizontalen Kraftkomponenten entstanden. Allerdings dürfte sich dies nur wenig am Ort der Bruchentstehung, also an der Basalfläche der Verbinder, auswirken. Die gewählte Art der konzentrierten Krafteinleitung in der Nähe des zentralen Verbinders tritt klinisch sicherlich nur in Sonderfällen auf. Realistischerweise ist mit großflächig verteilter Kraft zu rechnen, womit die Spannungen in der Brücke noch niedriger ausfallen würden als in der Simulation berechnet.

5 Schlussfolgerungen

Das Pfeiler- und Sockelmaterial sowie die Pfeilerresilienz haben einen signifikanten Einfluss auf die in der Brücke auftretenden Zugspannungen. Daher sollten bei In-vitro-Belastungstests nachgiebig gelagerte Pfeiler aus mäßig steifem

Material verwendet werden, wenn die In-vivo-Situation „Brücke auf zwei natürlichen Pfeilern“ nachgestellt werden soll. Im klinischen Fall muss bei größer werdender Pfeilerbeweglichkeit mit einem erhöhten Frakturrisiko gerechnet werden.

Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Danksagung: Diese Studie wurde dankenswerterweise von den Firmen GOM mbH, Braunschweig, und Knotenpunkt GmbH, Balingen, unterstützt. 

Interessenkonflikte: Der Autor erklärt, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

Korrespondenzadresse

Dr. Marc Philipp Dittmer
Medizinische Hochschule Hannover
Klinik für Kieferorthopädie
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover
Deutschland
Tel.: 05 11 / 5 32 48 46
Fax: 05 11 / 5 32 48 59
E-Mail: Dittmer.Marc@mh-hannover.de

Literatur

- Anusavice KJ, Hojrat B, Dehoff PH: Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 65, 1173–1178 (1986)
- Augereau D, Renault P, Pierrisnard L, Barquins M: Three-dimensional finite element analysis of the retention of fixed partial dentures. *Clin Oral Investig* 1, 141–146 (1997)
- Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M: Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I. Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Investig* 2, 36–39 (1998)
- Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G: In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent* 27, 163–168 (1999)
- Boric J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP: 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil* 32, 504–510 (2005)
- Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR: Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 10, 15–22 (2002)
- Denisova LA, Maev RG, Poyurovskaya IY, Grineva TV, Denisov AF, Maeva EY, Bakulin EY: The use of acoustic microscopy to study the mechanical properties of glass-ionomer cement. *Dent Mater* 20, 358–363 (2004)
- Dittmer MP: Ermittlung der Spannungsverteilung in viergliedrigen Zirkoniumdioxidbrücken mit Hilfe der Methode der finiten Elemente. *Med. Diss. Hannover* 2007
- Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture. *Acta Biomater* 5, 1349–1355 (2008)
- Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P: Stresses and distortions within zirconia fixed dental protheses due to the veneering process. *Acta Biomater* 5, 3231–3239 (2009)
- Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL: Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 6, 511–520 (1973)
- Farah JW, Craig RG: Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 53, 859–866 (1974)
- Farah JW, Craig RG, Meroueh KA: Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 16, 603–611 (1989)
- Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 618–621 (1992)
- Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH: Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – a finite element investigation. *J Prosthet Dent* 66, 451–459 (1991)
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20, 449–456 (2004)
- Hahn R, Löst C: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restau-

- rationswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 48, 484–487 (1993)
18. Hickel R, Kunzelmann K-H: Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag, München 1997
 19. Hojjatie B, Anusavice KJ: Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. J Biomech 23, 1157–1166 (1990)
 20. Hwang JW, Yang JH: Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. J Oral Rehabil 28, 678–683 (2001)
 21. Kappert HF, Knode H, Manzotti L: Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. Dent Lab 38, 177–183 (1990)
 22. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA: Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res 74, 1253–1258 (1995)
 23. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R: Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent 21, 117–121 (1993)
 24. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR: Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 28, 361–369 (2001)
 25. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. Eur J Oral Sci 115, 161–166 (2007)
 26. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta Biomater 4, 1440–1447 (2008)
 27. Kohorst P, Dittmer MP, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Belastbarkeit viergliedriger ZrO₂-Brücken – Einfluss von Gerüstwerkstoff und Vorschädigung. Dtsch Zahnärztl Z 63, 265–273 (2008)
 28. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L: Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res 53, 304–313 (2000)
 29. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G: In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. Eur J Prosthodont Restor Dent 6, 55–62 (1998)
 30. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH: Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater 21, 930–937 (2005)
 31. Marx R: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229–236 (1993)
 32. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F: Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent 68, 96–102 (1992)
 33. Molin MK, Onesti MP, Petersson TB, Dérand TB: Three-dimensional finite element analyses of all-ceramic posterior fixed partial dentures with different designs. Int J Prosthodont 20, 89–91 (2007)
 34. Munz D, Fett T: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg 1989
 35. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ: Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. J Dent Res 81, 623–627 (2002)
 36. Oh WS, Anusavice KJ: Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. J Prosthet Dent 87, 536–542 (2002)
 37. Pauli C: Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. ZWR 105, 626–632 (1996)
 38. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG: Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res 62, 760–763 (1983)
 39. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T: A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. J Prosthodont 14, 39–45 (2005)
 40. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W: All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. Eur J Oral Sci 104, 390–395 (1996)
 41. Rammelsberg P, Eickemeyer G, Erdelt K, Pospiech P: Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. J Prosthet Dent 84, 303–308 (2000)
 42. Rees JS: An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil 28, 425–432 (2001)
 43. Rizkalla AS, Jones DW: Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. Dent Mater 20, 207–212 (2004)
 44. Rockafellar RT: Augmented lagrange multiplier functions and duality in non-convex programming. SIAM Control 12, 268–285 (1974)
 45. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH: Finite element analysis of fixed partial denture replacement. J Oral Rehabil 31, 1208–1217 (2004)
 46. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH: A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil 33, 209–215 (2006)
 47. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 22, 176–182 (2006)
 48. Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G: Simulation of physiological tooth mobility in in-vitro stress examination of dental restorations in the masticator. J Dent Res 77, 1260 Abstract 1431 (1998)
 49. Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M: Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. ZWR 114, 28–36 (2005)
 50. Standardization IOF: International Standard ISO 527-1 – Plastics – Determination of tensile properties part 1: General principles International Organization for Standardization, Geneva 1993
 51. Standardization IOF: International Standard ISO 527-2 – Plastics – Determination of tensile properties part 2: Test conditions for moulding and extrusion plastics International Organization for Standardization, Geneva 1993
 52. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ: Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. Dent Mater 23, 106–114 (2007)
 53. Sundh A, Sjogren G: Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 22, 778–784 (2006)
 54. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55, 610–616 (2000)
 55. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 28, 529–535 (2000)
 56. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ: Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aeronaut Sci 23, 805–823 (1956)
 57. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL: Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res 75, 871–878 (1996)
 58. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K: All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon(R) technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 32, 180–187 (2005)
 59. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA: Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent 94, 125–131 (2005)
 60. Yang HS, Lang LA, Felton DA: Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent 81, 721–728 (1999)