

**Autor**  
Wissenschaftler  
**Status**  
Aktuell  
**Kategorie**  
Überblick

# Dreidimensionale Analyseverfahren beim Einsatz dentaler CAD/CAM-Technologien

Dr. Sebastian Quaas, Dr. Heike Rudolph

**Dreidimensionale Analyseverfahren ermöglichen Einblicke in Herstellungsprozesse, in Materialverhalten oder in die Passung CAD/CAM-gefertigter Restaurationen. Dieser Artikel soll einen Überblick über 3D-Prüfmethoden für CAD/CAM-Systeme und ihre Einzelkomponenten sowie für die Anwendung moderner dentaler Werkstoffe geben. Mit dem Einsatz aktueller Prüfmethoden sowie der Skizzierung zukünftiger Entwicklungen zur Werkstoffprüfung soll die Entwicklung und Bewertung von Medizinprodukten bis hin zu Therapiekonzepten verbessert werden.**

Im Jahr 2004 wurden in Deutschland circa 10,5 Millionen festsitzende Restaurationen (Teilkronen, Einzelkronen, Brückenpfeiler und Primärkronen) allein im Bereich der gesetzlichen Krankenversicherung neu angefertigt. Dabei wird der prognostizierte prothetische Behandlungsbedarf in Deutschland für den Zeitraum bis zum Jahr 2020 für zahnärztlich / zahntechnische Restaurationen weiter ansteigen<sup>[1]</sup>. Der Bedarf von Restaurationen aus ästhetisch hochwertigen und biokompatiblen Materialien wie Hochleistungskeramiken wird in Zukunft zunehmen. Besondere Bedeutung kommt daher der klinischen Sicherheit und Haltbarkeit der angefertigten Restaurationen zu. Bei der manuellen Fertigung von zahnärztlich / zahntechnischen Restaurationen gibt es aufgrund der Vielzahl der benötigten Einzelschritte im konventionellen gusstechnischen Herstellungsprozess vielfältige Möglichkeiten für entstehende Fehler, wobei häufig nicht eindeutig zwischen den einzelnen Fehlerquellen differenziert werden kann. Bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz mittels CAD/CAM-Verfahren (CAD = computer aided design, computerunterstützte Konstruktion; CAM = computer aided manufacturing, computer-

unterstützte Herstellung) ist es hingegen möglich, jeden einzelnen Schritt der Prozesskette zu prüfen und den jeweiligen Einfluss auf das Gesamtergebnis qualitativ und quantitativ zu ermitteln. Dazu können dreidimensionale Analyseverfahren angewendet werden, welche Abweichungen im Herstellungsprozess, im Materialverhalten oder in der internen und marginalen Passungengenauigkeit in allen drei Raumrichtungen berechnen können.

## 3D-Analyse von CAD/CAM-Systemen

Für die Herstellung zahnärztlicher Restaurationen mittels CAD/CAM-Technologien werden die Schritte Datenerfassung (Digitalisierung), die „virtuelle“ Modellation der Restauration (CAD) sowie die Fertigung (CAM) benötigt. Um die Prüfung einzelner Schritte der Prozesskette beim Einsatz von CAD/CAM-Verfahren hinsichtlich ihrer eingehenden Teilfehler und des Einflusses auf die erzielbare Gesamtpräzision durchzuführen, können spezifische Versuchsaufbauten verwendet werden. Diese bestehen zumeist aus einem virtuellen CAD-Modell (z. B. ein präparierter Stumpf oder eine präparierte Brückensituation als Computerdatensatz) und einem dazu identischen realen Modell (aus verschleißfesten Materialien wie Metalllegierungen oder Keramik) (Abb. 1 und 2).

Dieses „Prüfpaar“ aus virtuellem und realem Prüfmodell kann auf zwei verschiedene Arten erstellt werden. Aus einem bestehenden CAD-Modell kann auf einer hochpräzisen CNC-Maschine (CNC = computer numeric control) das dazu gehörende reale Prüfmodell gefertigt werden. Danach wird durch Digitalisierung des realen Modells die dreidimensionale Übereinstimmung mit dem virtuellen Modell geprüft. Die zweite Möglichkeit ist, ein vorliegendes reales Modell zu digitalisieren und daraus, im Sinne eines „Reverse

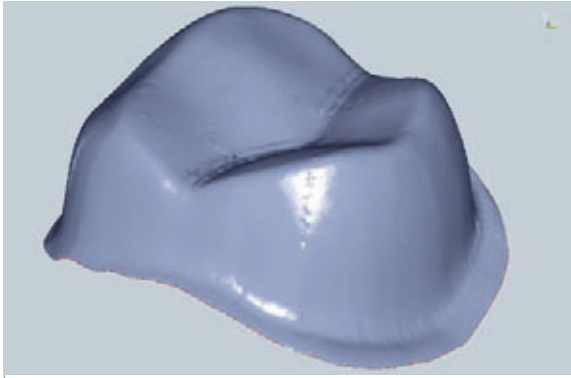


Abb. 1: Prüfmodell, bestehend aus einem virtuellen CAD-Modell sowie ...



Abb. 2: ... einem dazu identischen realen Modell.

Engineering“, ein virtuelles Modell (CAD-Modell) zu erstellen (Abb. 3). Ziel des klassischen „Reverse Engineering“, ein Begriff aus dem Maschinenbau, ist die computergestützte Fertigung einer identischen Kopie eines Werkstückes nach Digitalisierung eines Prototyps. Bei der 3D-Analyse von Restaurationen oder Prozessketten wird allerdings auf die Fertigung der Kopie verzichtet, sodass nur das virtuelle Pendant zum digitalisierten realen Prüfmodell im Computer

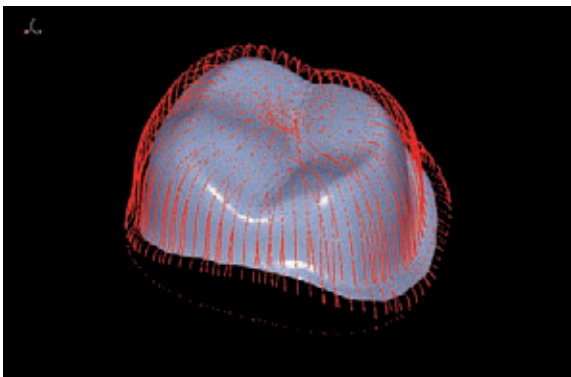


Abb. 3: Datensatz der Mittelpunkte einer Tasterkugel beim Abtasten eines realen Modells; dargestellt über dem CAD-Modell.

vorliegt<sup>[2]</sup>. Bereits existierende Paare aus virtuellem und realem Modell zeigen Abweichungen von ca. 7  $\mu\text{m}$  (bezogen auf den Einzelzahn) bzw. 14  $\mu\text{m}$  für gerade Brückenmodelle<sup>[2]</sup>. Diese Abweichungen sind im Rahmen des systematischen Fehlers zu berücksichtigen und beinhalten die Komponenten Fertigungsgenauigkeit und Digitalisier-Fehler.

Basierend auf einem solchen Prüfpaar kann zunächst die Güte und Formtreue des in einer CAD/CAM-Prozesskette eingesetzten Digitalisiergerätes geprüft werden. Für die Bestimmung der Messunsicherheit eines Gerätes werden Regelgeometrien (z. B. Quader oder Zylinder) verwendet. Diese liefern jedoch nicht dieselben Informationen wie Freiformflächen. Präparierte und nicht präparierte Zähne sind typische, geometrisch komplexe Freiformflächen. Will man eine Aussage über Stärken und Schwächen eines Digitalisiergerätes an Steilflächen-, Okklusal-, Kanten- oder Randbereichen von Zähnen erhalten, sind nur Zahnformen, nicht aber Regelgeometrien geeignet. Ein solches reales Modell, zum Beispiel der präparierte Zahnstumpf, wird dazu mehrfach digitalisiert (Abb. 3). Die entstehenden 3D-Datensätze werden im Anschluss gefiltert, d. h. es werden Ausreißer- und Streupunkte entfernt. Die Datensätze mit bestmöglicher Datenqualität werden dann exportiert und mit dem virtuellen Modell dreidimensional verglichen (Abb. 4 und 5). Durch Anwendung nachgeschalteter spezifischer Filter zur Eliminierung von Messrauschen und verbliebenen Streupunkten kann eine weitere Verbesserung der Datenqualität erreicht werden. Dabei werden entweder nur einzelne Datenpunkte

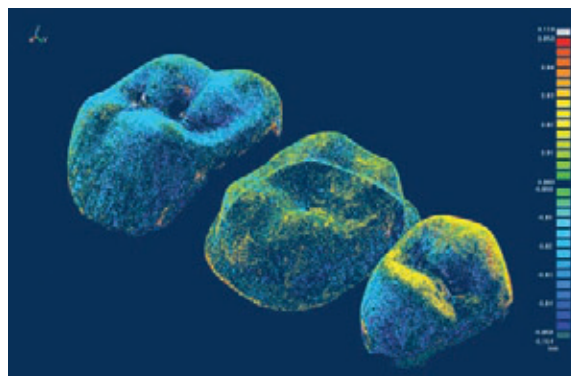


Abb. 4: 3D-Analyse eines Zahnsegmentes. Über dem präparierten Zahn 16 befindet sich der Rotationsmittelpunkt: Zahn 15 ist zu hoch (positive Abweichungen), Zahn 17 ist zu niedrig (negative Abweichungen) dargestellt (vgl. Abb. 5).

entfernt oder auch die eigentlichen Digitalisierdaten verändert<sup>[3]</sup>.

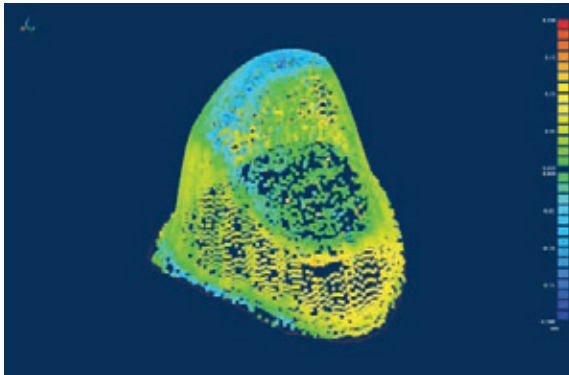


Abb. 5: 3D-Vergleich des digitalisierten realen Modells mit dem virtuellen Modell in Millimeter. Negative Abweichungen sind hellblau bis blau, positive gelb bis rot dargestellt.

Die Datensätze, die als Ergebnis der Digitalisierung entstehen, sind Oberflächenbeschreibungen des digitalisierten Objektes (beispielsweise des Zahns) (Abb. 3). Die digitalisierte Oberfläche wird durch zahlreiche Punkte mit ihren 3D-Koordinaten (x, y und z) beschrieben. Alle Oberflächenpunkte zusammen bilden die sogenannte Punktwolke. Die gefilterten Punktwolken können nicht direkt einander zugeordnet werden, da bei der mehrfachen digitalen Vermessung derselben Oberfläche des realen Prüfmodells in der Regel keine Punkte mit identischen Koordinaten in x, y und z entstehen<sup>[4]</sup>. Daher wird jeder 3D-Datensatz (Punktwolke) auf das virtuelle Modell registriert (Abb. 6). Registrieren ist die Positionierung von 3D-Datensätzen zueinander in einem gemeinsamen dreidimensionalen Koordinatensystem auf der Basis mathematischer Korrelationsberechnungen<sup>[4]</sup>. Als Fehler für jede die-

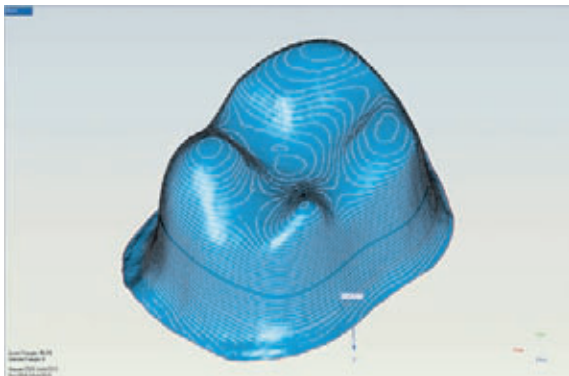


Abb. 6: Zugeordneter Datensatz des digitalisierten realen Modells zum virtuellen Modell.

ser Registrierungen wird, zusätzlich zur Berechnung der Abweichung der Punktwolke zum virtuellen Modell, die mittlere quadratische Abweichung (RMS = root mean square) ermittelt und als Gütemaß für die Übereinstimmung benutzt<sup>[5]</sup>. Der bei der Registrierung der Messdatensätze zum virtuellen Modell auftretende RMS-Fehler ist umso kleiner, je besser die Datensätze übereinstimmen<sup>[6]</sup>. Peters et al. definieren einen für klinische Studien nutzbaren Bereich des RMS-Fehlers von 10 - 20  $\mu\text{m}$ <sup>[7]</sup>. Nach der Registrierung wird für jeden Punkt der Punktwolke der Abstand zum virtuellen Modell dreidimensional berechnet und ausgegeben (Maxima, Minima, Mittelwerte, Standardabweichung). Ebenso kann es sinnvoll sein, für eine qualitative Analyse der Abweichungen zwischen der Punktwolke und dem virtuellen Modell farbcodierte Differenzbilder zu erstellen (Abb. 4 und 5). Sie zeigen nicht nur die Größe der jeweiligen Abweichung, sondern auch ihre genaue Lokalisation am Stumpf an.

Die aufgeführten Analysen sind nicht auf zweidimensionale Messungen (Streckenmessungen) beschränkt, sondern bieten Informationen über Formveränderungen und Abstände in drei Dimensionen. Aus den berechneten dreidimensionalen Abweichungen und im Besonderen aus der Standardabweichung der Messserie kann auf die Messunsicherheit des Digitalisiergerätes gefolgert werden<sup>[8,9]</sup>. Die qualitative Analyse kann zeigen, welche spezifischen Formveränderungen das Digitalisiergerät aufweist (verkleinerte Stumpfdarstellung, Verrundung von Kanten, usw.). Neben den Digitalisierdaten können auch CAD-Daten, welche vom System konstruiert wurden, dreidimensional analysiert werden. Beispielsweise kann die Übereinstimmung der konstruierten Innengeometrie einer Restauration mit dem virtuellen Modell oder den Digitalisierdaten geprüft werden. Dabei muss der 3D-Datensatz aus dem Konstruktionsprogramm wieder in ein 3D-Bearbeitungs-, Konstruktions- und Analyseprogramm (z. B. Surfer, V.10.6, Imageware Inc., USA-Ann Arbor, MI oder Geomagic Studio und Qualify 9, Geomagic Inc., USA-North Carolina) importiert werden. Dort erfolgt, wie oben beschrieben, die Registrierung auf das virtuelle Modell und die Berechnung der 3D-Abweichungen. Der Abstand zwischen Innengeometrie und Stumpfoberfläche, der spätere Zementspalt, kann geprüft und analysiert werden. Eine Ermittlung von Schichtdicken und

Verbinderquerschnitten ist auf ähnlichem Weg möglich. Als Resultat erhält man ein klares Bild darüber, ob im Rahmen der CAD-Konstruktion Verzerrungen, Verrundungen oder starke Glättung auftreten, ob es zu – auch lokal auftretenden – Verkleinerungen oder Vergrößerungen kommt und ob eingegebene Werte (z. B. 60 µm Zementspalt) auch exakt in die CAD-Konstruktion umgesetzt werden.

Der nächste Schritt der CAD/CAM-Prozesskette ist die Fertigung. Um den Einfluss der Fertigung prüfen zu können, kann das virtuelle Modell (z. B. präparierter Zahnstumpf) als Duplikatstumpf mehrfach gefertigt werden. Duplikatstümpfe sind für diese Analysen besonders geeignet, um zusätzliche Abweichungen, welche durch das Umsetzen der positiven Stumpfform in eine negative Kroneninnenform entstehen, auszuschließen<sup>[10]</sup>. Vor allem bei der Innenbearbeitung von festsitzenden Restaurationen kann es im Bereich von Höckerspitzen durch die Form des Werkzeugs zu größeren Abweichungen zwischen dem Zahnstumpf und der Innenfläche der Restauration kommen<sup>[10]</sup>. Die erstellten Duplikate des virtuellen Modells können wiederum digitalisiert und wie oben beschrieben mit dem Ursprungsdatensatz dreidimensional verglichen werden. Einflüsse der Fertigung auf die Genauigkeit der späteren Restauration können dadurch quantitativ und qualitativ (Vergrößerung, Verkleinerung, Lokalisation) analysiert werden<sup>[11]</sup>.

### 3D-Analyse von Werkstoffen

Für die Prüfung der Eignung von zahnmedizinischen Werkstoffen kann wiederum auf oben beschriebene Prüfmodelle zurückgegriffen werden. Ausgangspunkt ist erneut ein Prüfpaar, bestehend aus einem realen und einem virtuellen Modell, mit welchem folgende Analyseverfahren möglich sind:

- Mittels Digitalisierung einer Gipskopie des realen Modells kann die Genauigkeit der Abformung und der Modellherstellung analysiert werden. Durch die Variation der Parameter können verschiedene Abformmaterialien, Abformtechniken oder auch verschiedene Gipsorten auf ihre Formtreue hin dreidimensional, d. h. ohne Daten- und Informationsverlust, geprüft werden<sup>[12-15]</sup>.
- Die Prüfung von Formveränderungen bei der Verarbeitung von Werkstoffen (z. B. Sinter-

schwindung von Hochleistungskeramik)<sup>[16]</sup>: Hierbei werden die zu untersuchenden Teile (Restaurationen oder Regelgeometrien) vor und nach dem manipulierenden Schritt digitalisiert.

Der 3D-Datensatz vor der Bearbeitung wird mittels „Reverse Engineering“ in ein virtuelles Modell überführt und dient bei diesem Vergleich als Referenz. Diesem zugeordnet wird der 3D-Datensatz, der nach der Bearbeitung des zu untersuchenden Werkstoffes (in diesem Fall das „reale Modell“) durch Digitalisierung entstand. In beiden Fällen werden die Datensätze zueinander registriert und die dreidimensionalen Abweichungen zwischen dem Referenz- oder virtuellen Modell und dem realen oder manipulierten Modell berechnet<sup>[16]</sup>.

### 3D-Analyse von Passgenauigkeit

Der Füllungs- bzw. Kronenrand zahnärztlicher Restaurationen stellt trotz technischer Fortschritte beim Einsatz moderner Werkstoffe sowohl bei der konventionellen als auch der CAD/CAM-unterstützten Herstellung die wesentliche mögliche Schwachstelle dar<sup>[17]</sup>. Viele Publikationen befassen sich mit der Analyse des Randspaltes, jedoch fehlen evidenz-basierte Empfehlungen zur Größe des Randspaltes<sup>[18]</sup>. Nachdem vor Jahren noch Größen von unter 50 µm propagiert wurden, geht man heute von 100 µm als gutem Wert bzw. 200 - 300 µm als klinisch akzeptablen Werten aus<sup>[19]</sup>. Bei CAD/CAM-gefertigten Restaurationen aus Zirkoniumdioxid sollten die Werte im Kroneninnenbereich ebenfalls eingehalten werden, um eine flächige Abstützung und Verteilung der Kaukraft auf den Stumpf zu gewährleisten. Große Passungsfehler im Bereich der Innenfläche können zu Spannungsspitzen an einzelnen Punkten, beispielsweise im empfindlichen Randbereich, und somit zu einer Überbeanspruchung der Keramik führen<sup>[18, 20]</sup>.

Die interne Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen wird häufig anhand von idealisierten Präparationsformen in-vitro untersucht. Somit ist die Übertragung auf die Klinik nicht uneingeschränkt möglich. Für die computergestützte 3D-Analyse können wiederum Prüfmodelle, bestehend aus einem realen und einem virtuellen Modell, eingesetzt werden. Auf Basis des realen Modells können Restaurationen

hergestellt und analysiert werden. Dabei kann zur Prüfung der internen Passgenauigkeit die computergestützte 3D-Replika-Technik angewandt werden<sup>[20, 21]</sup>. Der Spalt zwischen der Restauration und dem zugrunde liegenden Stumpf wird im Labor mit einem dünnfließenden Silikon gefüllt (Replika). Nach Abnahme des Stumpfes stellt die Oberfläche der Replika die Innenfläche der Restauration dar. Die Replika und das darunter liegende Stumpfmodell werden nacheinander im selben Koordinatensystem digitalisiert. Beide Datensätze werden anschließend dem virtuellen Modell zugeordnet und die 3D-Abweichungen berechnet. Die interne Passgenauigkeit der Restaurationen kann somit quantitativ und qualitativ analysiert werden.

Für die Analyse des Kronenrandes und zur Bestimmung des „absoluten marginalen Randspalts“ (absolute marginal discrepancy) wie von Holmes et al. definiert<sup>[22]</sup>, kann die mechanische Digitalisierung mit der 3D-Analyse der CAD-Konstruktion oder der 3D-Replikatechnik kombiniert werden. Im Ergebnis dieses nicht-zerstörenden Verfahrens erhält man die vollständige Randinformation an 100 (oder auch mehr) Punkten (Abb. 7). Die klinische Eignung einer Restauration aus beliebigem Material kann unter Einbeziehung eines Schwellwerts übersichtlich und mit einem Blick zu erfassen in Netzdiagrammen dargestellt werden.

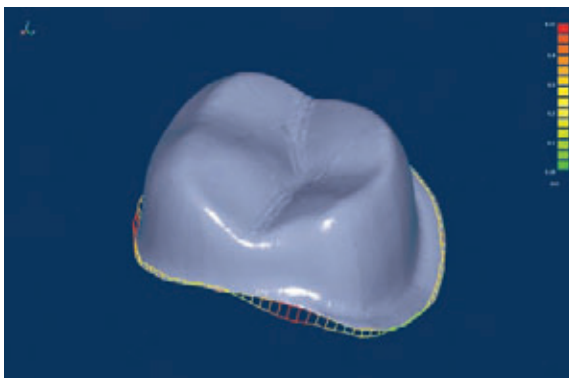


Abb. 7: Analyse der Randabweichungen zwischen einer Restauration und dem zugrunde liegenden CAD-Modell.

## Prüfung durch Simulation

Um die Eignung von Werkstoffen als dentale Restaurationsmaterialien und zur Verwendung innerhalb dentaler Werkstoffketten prüfen zu können, stellt die Werkstoffwissenschaft unterschiedliche statische

und dynamische Prüfverfahren zur Verfügung. Bei den häufig angewendeten in-vitro Materialprüfungen wird zunächst mit Regelgeometrien wie Biegestäben oder Scheiben gearbeitet. In weiterführenden Untersuchungen herrschen in der Regel statische Bedingungen, im Gegensatz zur dynamischen klinischen Situation. Darüber hinaus sind Prüfstümpfe häufig geometrisch geformt und aus Legierungen mit einem deutlich höheren E-Modul als Zahnhartsubstanz. Dadurch lassen sich die Ergebnisse nur eingeschränkt auf die klinische Situation übertragen.

Prinzipiell werden virtuelle und physische (reale) Prüfmodelle unterschieden. In der Medizin bestehen zahlreiche Ansätze für physische Simulatoren (Gelenke, Wirbelsäule, Kausimulatoren), bei denen mit schematischen Versuchsaufbauten unter der Verwendung von Universalprüfmaschinen mechanische Belastungen simuliert werden können. Solche Simulatoren sind rein mechanisch ausgerichtet. Der Einsatz spezieller Prüfmodelle für spezielle Fragestellungen kann dabei sehr ressourcenintensiv sein. Auch können nur Teilaspekte betrachtet werden, alterungsbedingte Veränderungen beispielsweise finden nur ansatzweise (z. B. zyklische Thermowechselast für Hochleistungskeramikproben) oder gar keine Berücksichtigung.

Daher wurde versucht, ein Prüfpaar bestehend aus realem und virtuellem Prüfmodell mit Anbindung an die Finite-Elemente-Methode (FEM) zu entwickeln, welches für unterschiedliche klinische Situationen adaptiert werden kann. Damit könnten Werkstoffprüfungen (z. B. Festigkeiten von Keramiken in Abhängigkeit von der Präparationsform des Stumpfes, Biegefestigkeiten von Brücken in Abhängigkeit vom Lockerungsgrad des Pfeilers) durch Computersimulation ersetzt werden. Der dazu erforderliche Einsatz virtueller Modelle benötigt eine Mathematisierung der zu untersuchenden Situation. Die Finite-Elemente-Methode (FEM) scheint für die Lösung der komplizierten Gleichungssysteme, welche sich aus der Beschreibung solcher komplexen, diskontinuierlichen praxisnahen Systeme ergeben, das am besten geeignete Verfahren zu sein<sup>[23]</sup>. Durch den Einsatz dieser Gleichungssysteme kann das Verhalten von ausgedehnten, in der Regel inhomogenen Körpern beschrieben werden (Abb. 8). Konstruktionen und virtuelle Prüfmodelle können somit bereits im

Entwurfsstadium untersucht und optimiert werden, d. h. bereits bevor sie physisch existieren<sup>[24, 25]</sup>. Jedoch kommt dabei dem Abgleich zwischen den Simulationsergebnissen und den Ergebnissen identischer in-vitro Untersuchungen besondere Bedeutung zu. Erst bei deutlich angenäherten Ergebnissen kann die Zahl teurer Prototypen verringert, die Entwicklungszeit neuer Dentalprodukte reduziert und diese für den Praxiseinsatz sicherer gemacht werden.

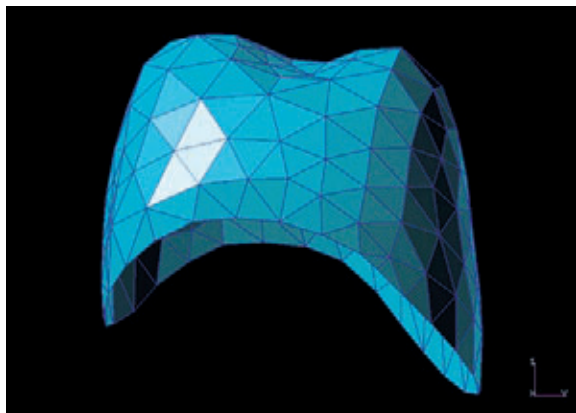


Abb. 8: Vernetztes FEM-Modell

## Klinische Prüfungen von Werkstoffen

Die Ergebnisse klinischer Studien haben die höchste Aussagekraft bei der Bewertung von Therapieverfahren, benötigen jedoch auch den höchsten Einsatz an Ressourcen. In-vitro-Untersuchungen erfordern einen geringeren Ressourceneinsatz, haben aber auch eine erheblich geringere Aussagekraft zur Bewertung von Therapieverfahren. Bislang werden experimentelle Werkstoffprüfungen und klinische Forschung in der Zahnheilkunde zu wenig miteinander vernetzt. Daher sollen geeignete Simulationsmodelle entwickelt werden, welche die klinische Realität geeignet abbilden, in dem in-vitro-Simulatoren (z. B. reale Simulatoren), Computersimulationen (z. B. CAD und FEM) und klinische Prüfungen besser miteinander verzahnt werden. Besondere Bedeutung kommt auch in diesem Fall dem Abgleich zwischen den Simulationen, in-vitro-Untersuchungen und der klinischen Realität zu, um verallgemeinerbare Ergebnisse zu erhalten. Resultierend daraus könnte der klinische Einfluss von Werkstoffeigenschaften unabhängig vom Einfluss des Behandlers im Vorfeld der klinischen Erprobung ermittelt werden und die Ent-

wicklung und Bewertung von Medizinprodukten bis hin zu Therapiekonzepten verbessert werden. ■

## Literaturverzeichnis

<sup>[1]</sup> **Schroeder, E.:** Bedarfsermittlung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020. Ein Bericht der I + G Gesundheitsforschung München für die Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V. (2001).

<sup>[2]</sup> **Luthardt, R.; Weber, A.; Rudolph, H.; Schöne, C.; Quaas, S.; Walter, M.:** Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. In: Int J Comput Dent. Apr-Jul; 5 (2-3), (2002), S. 165-176.

<sup>[3]</sup> **Luthardt, R.G.; Kühmsted, P.; Walter, M. H.:** A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. In: Dent Mater 19, 1 (2003), S. 19-24.

<sup>[4]</sup> **Rudolph, H.; Quaas, S.; Luthardt, R. G.:** Matching point clouds: limits and possibilities. In: Int J Comput Dent. Apr-Jul; 5 (2-3) (2002), S. 155-164.

<sup>[5]</sup> **Kaindl, K.; Steipe, B.:** Metric properties of the root-mean square deviation of vector sets. In: Acta Cryst. A53 (1997), S. 809.

<sup>[6]</sup> **Mehl, A.; Gloger, W.; Hickel, R.:** Erzeugung von CAD-Datensätzen für Inlays und Kronen mit funktionellen Kauflächen. In: Dtsch Zahnärztl Z. 52 (8) (1997), S. 520-524.

<sup>[7]</sup> **Peters, M. C. R. B.; Delong, R.; Pintado, M. R.; Pallesen, U.; Qvist, V.; Douglas, W. H.:** Comparison of two measurement techniques of clinical wear. In: J Dent. 27 (1999), S. 479-485.

<sup>[8]</sup> **VDI / VDE 2617 Part 2.2 – Accuracy of coordinate measuring machines – Parameters and their reverification – Form measurement.** Düsseldorf: VDI / VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik (GMA) (2000).

<sup>[9]</sup> **VDI / VDE2617. Part 5 – Accuracy of coordinate measuring machines – Characteristic parameters and their verification – Interim check with artefacts.** Düsseldorf: VDI / VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik (GMA) (2001).

<sup>[10]</sup> **Rudolph, H.; Schöne, C.; Luthardt, R. G.:** Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. In: Dtsch Zahnärztl Z. 59 (2) (2004), S. 73-77.

<sup>[11]</sup> **Rudolph, H.; Luthardt, R. G.; Walter, M. H.:** Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. In: *Comput Biol Med.* Jul 14 (2006).

<sup>[12]</sup> **Luthardt, R. G.:** Randomisierte, kontrollierte Studie zur 3D-Abformgenauigkeit - Reproduzierbarkeit der Wiedergabe der Relation präparierter Zahn/Nachbarzähne. In: *Deutsch Zahnärztl Z.* 58 (6) (2003), S. 337-342.

<sup>[13]</sup> **Luthardt, R. G.:** Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. In: *Deutsch Zahnärztl Z.* 59 (7) (2004); S. 372-379.

<sup>[14]</sup> **Luthardt, R. G.; Holzhüter, M. S.:** Untersuchungen zur 3D-Genauigkeit von Polyether-Einphasenabformungen. In: *ZWR.* 111 (5) (2002), S. 224-330.

<sup>[15]</sup> **Luthardt, R. G.; Koch, R.; Rudolph, H.; Walter, M. H.:** Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. In: *Dent Mater.* Jan, 22 (1) (2006), S. 69-76.

<sup>[16]</sup> **Brick, E. M.; Rudolph, H.; Arnold, J.; Luthardt, R. G.:** Analysis of three-dimensional sinter shrinkage of copings made from alumina in an innovative direct shaping process. In: *Comput Med Imaging Graph.* Apr; 28 (3) (2004), S. 159-165.

<sup>[17]</sup> **Karlsson, S.:** A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. In: *J Oral Rehabil.* 13 (5) (1986), S. 423-432.

<sup>[18]</sup> **Moldovan, O.; Rudolph, H.; Quaas, S.; Bornemann, G., Luthardt, R. G.:** Interne und externe Passgenauigkeit CAM-gefertigter Zirkonoxidbrücken. In: *Dtsch Zahnärztl Z.* 61 (1) (2006); S. 38-42.

<sup>[19]</sup> **Marxkors, R.:** Kriterien für die Prothetik. Arbeitsgruppe Qualitätssicherung in der Zahnmedizin. Studienhandbuch: Definitionsphase Würzburg 1988.

<sup>[20]</sup> **Moldovan, O.; Rudolph, H.; Luthardt, R. G.:** Interne 3D-Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitenzahnbereich. In: *Dtsch Zahnärztl Z.* 61 (8) (2006), S. 410-416.

<sup>[21]</sup> **Luthardt, R. G.; Rudolph, H.; Benzinger, S.; Walter, M. H.:** Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik. In: *Dtsch Zahnärztl Z.* 59 (8) (2004), S. 462-467.

<sup>[22]</sup> **Holmes, J. R.; Bayne, S. C.; Holland, G. A.; Sulik, W. D.:** Considerations in measurement of marginal fit. In: *J Prosthet Dent.* 62 (4) (1989), S. 405-408.

<sup>[23]</sup> **Hübsch, P. F.; Middleton, J.; Knox, J.:** A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulk fillings. In: *Biomaterials* 21(10) (2000), S. 1015-1019.

<sup>[24]</sup> **Castaño, M. C.; Zapata, U.; Pedroza, A.; Jaramillo, J. D.; Roldán, S.:** Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. In: *Int J Comput Dent.* 5 (2-3) (2002), S. 87-99.

<sup>[25]</sup> **Rudolph, H.; Hieke, T.; Sandkuhl, O.; Luthardt, R. G.:** Development of a Study Model Considering Clinical Parameter for Material Testing of Dental Restorations. In: *Int J Comput Dent.* 9 (2006), S. 41-43.

**Dr. med. dent.  
Sebastian Quaas**  
Ulm, Deutschland



■ 1996-2001 Studium der Zahnheilkunde an der TU Dresden

■ 2001 Approbation als Zahnarzt

■ 2002-2007 Assistenz Zahnarzt in freier Praxis in Pirna

■ 2002-2007 wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Medizinischen Fakultät der TU Dresden

■ 2005-2007 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Materialwissenschaft und Werkstofftechnologie – Lehrstuhl Oberflächentechnologie – der astronomisch-mathematischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena

■ seit 2007 wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Klinik für Zahnärztliche Prothetik des Department für Zahnheilkunde am Universitätsklinikum Ulm

■ 2008 Promotion zum Dr. med. dent. „Untersuchungen zur extraoralen mechanischen Digitalisierung von Modellen und Abformungen“

**Kontakt**

**sebastian.quaas@computerzaehne.de**