

#### Zusammenfassung

Durch die Optimierung bewährter und die Einführung neuer Fertigungsmöglichkeiten, wie der CAD/CAM- oder der Presstechnik, bieten sich dem Zahntechniker völlig neue Möglichkeiten, Werkstoffe zu verarbeiten, um „State of the Art“-Rekonstruktionen herzustellen. Die konventionellen Verfahren wie Gießen und Schichten können durch diese Technologien substituiert werden. Dadurch hat sich die Werkstoffpalette verändert und die Materialeigenschaften konnten optimiert werden. In der vorliegenden Untersuchung wurden formkongruente dreigliedrige Brücken aus Kunststoff, Keramik und einer Metalllegierung mit den geeigneten Verarbeitungstechnologien hergestellt und im Hinblick auf ihre Bruchlast geprüft.

#### Indizes

CAD/CAM-Kunststoffe, PMMA-Brücken, Zirkoniumdioxid, Glaskeramik, Legierungen, Bruchlast

## Vergleichende Bruchlastuntersuchungen dreigliedriger Brücken

Welche Kräfte halten unsere Werkstoffe aus?

**Bogna Stawarczyk, Dirk Jahn, Jens Fischer, Christoph H. F. Hämmerle**

Verbesserungen im Bereich der Biokompatibilität, Ästhetik, der mechanischen Eigenschaften und der Verarbeitung sind der Antrieb für die Weiterentwicklung zahnärztlicher Werkstoffe. Für die Gerüstmaterialien haben sich dadurch drei Hauptgruppen herausgebildet: Metalle, Keramiken und Kunststoffe. Alle drei Gruppen weisen sehr unterschiedliche mechanische Eigenschaften auf und jede der drei Werkstoffklassen benötigt ihre eigene Verarbeitungstechnologie. Die manuelle Verarbeitung der Werkstoffe, wie das Gießen der Legierungen oder das Aushärten (Polymerisieren) von Kunststoffen durch den Zahntechniker, hat dabei einen erheblichen Einfluss auf die Werkstoffgüte und die mechanischen Eigenschaften.

Die CAD/CAM-Technologie ermöglicht, verifizierbare Standards in den dentalen Herstellungsprozess zu integrieren und wird immer häufiger eingesetzt, wenn es darum geht, Prozesse zu optimieren. Es geht heute nicht mehr um die Akzeptanz dieser noch jungen Technologie, sondern zunehmend um deren Optimierung und die Auswahl des jeweils geeigneten Materials.

#### Einleitung

Ein wesentlicher Vorteil im maschinellen Herstellungsprozess ist die Verarbeitung von Materialien, die unter standardisierten industriellen Bedingungen gefertigt wurden. Die Eigenschaften dieser Werkstoffe sind durch den Herstellungsprozess besser definiert und durch die Qualitätssicherungsmaßnahmen überwacht.<sup>14</sup> Zusätzlich lassen sich mit der CAD/CAM-Technologie Werkstoffe bearbeiten, die mit herkömmlichen Verfahren nicht oder nur schwer zu verarbeiten wären.

Aber nicht nur die CAD/CAM-Technologie mit den standardisierten Rohlingen spielt eine entscheidende Rolle, sondern vielmehr die Weiterentwicklung der Werkstoffe.

Die Werkstoffauswahl ist groß, neben der konventionellen und bewährten Metallversorgung können auch metallfreie Lösungen angeboten werden. Dazu gehört das Zirkoniumdioxid, das aufgrund seiner mechanischen Eigenschaften geeignet ist, metallische Werkstoffe zu substituieren, ohne auf die Vorteile der Keramiken zu verzichten, nämlich die zahnähnliche Farbe und die Biokompatibilität.<sup>4,9,13</sup> Durch seine Materialeigenschaften kann dieser Werkstoff nur maschinell bearbeitet werden. Eine Rekonstruktion kann entweder über mehrere Stunden aus einem gehipten, harten Rohling oder in einer kurzen Zeit aus einem weichen, angesinterten Rohling herausgeschliffen werden, der anschließend mehrere Stunden im Ofen dichtgesintert wird. Dem aktuellen Trend folgend, hat sich die Verarbeitung im Weißzustand aufgrund der ökonomischen Vorteile durchgesetzt.

Als weitere Möglichkeit für eine metallfreie, biokompatible und ästhetische Restauration steht Glaskeramik zur Verfügung. Auf Grund der niedrigeren Festigkeitswerte ist der Indikationsbereich für diese Keramik auf Einzelrestorationen beschränkt.<sup>10,11</sup> Es gibt zwei Möglichkeiten, eine glaskeramische Restauration herzustellen. Einerseits kann dies mittels einer CAD/CAM-Anlage geschehen. Dabei wird aus einem industriell vorgefertigten Rohling eine Krone maschinell formgeschliffen. Andererseits modelliert der Zahntechniker die fehlende Krone konventionell mit Wachs auf dem Meistermodell, bettet sie ein und presst sie in einem Pressofen. Dabei wird die Keramik so weit erhitzt, dass sie in einen zähplastischen Zustand übergeht und mit Druck in die Muffel gepresst wird. Nach dem Ausarbeiten kann bei den genannten Technologien die Krone mit entsprechenden Verblendkeramiken individualisiert und mit Malfarbe farblich unterstützt werden. Eine weitere Indikation liegt im Bereich der Überpresstechnik. In der Vergangenheit wurden nur Metallgerüste überpresst, diese Technik wurde inzwischen auf das Überpressen von Gerüsten aus Zirkoniumdioxid adaptiert.

Die Kunststoffe, die früher zu den instabilsten Werkstoffen zählten, werden immer mehr zu Hochleistungskunststoffen mit neuen Indikationsmöglichkeiten. Die modernen, industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffe weisen durch ihren optimierten Herstellungsprozess nur einen sehr kleinen Restmonomeranteil auf und liegen hinsichtlich der Bruchlastwerte fast im Bereich der durchschnittlichen Kaukräfte von 400 N.<sup>5,12</sup> Dadurch sind die Kunststoffe geeignet, als Langzeitprovisorien eingesetzt zu werden. Der Zahntechniker hat also die Möglichkeit, bei seinen Rekonstruktionen aus einer großen Werkstoffpalette zu wählen. Dabei kann der Schwerpunkt individuell für den jeweiligen Patienten gelegt werden, mit dem Ziel, ausreichend stabile zahnärztliche Rekonstruktionen mit allen Vorteilen hinsichtlich Ästhetik und Biokompatibilität herzustellen.

Nicht alle Werkstoffe sind für jede Restaurationsart geeignet, da ihre mechanischen Eigenschaften sehr unterschiedlich sind. Insbesondere bei Brücken ist eine hohe Bruchlast eine wichtige Voraussetzung für die Dauerhaftigkeit. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung ist ein Vergleich der Bruchlasten von mit unterschiedlichen Werkstoffen und Technologien hergestellten dreigliedrigen Brücken.

Für die Herstellung der Prüfkörper wurde ein Brückenmodell aus einer Kobalt-Chrom-Legierung mit 6° konisch präparierten Stümpfen und einer 1 mm breiten zirkulären Schulter (Abb. 1) eines Zahn 5 und eines Zahn 7 verwendet. Die Stümpfe des Modells waren rotationsymmetrisch und wiesen auf Höhe der Schulter einen Durchmesser von 7 mm (Zahn 5) bzw. 8 mm (Zahn 7) auf. Die Zahnstümpfe waren mit kugelförmigen Aufstell-Enden versehen. Die Höhe der Stümpfe betrug 5 mm. Ihre Wurzeln waren in einem Aluminiumblock gelagert, sodass die Rotationsachsen der beiden Stümpfe einen Abstand von 16,5 mm aufwiesen. Um die Eigenbeweglichkeit natürlicher Zähne im Parodonte zu simulieren, erfolgte die Lagerung im Block mit einer 0,75 mm dicken Gummimanschette.<sup>3</sup>

Beim Design der Masterbrücke handelte es sich um ein dreigliedriges Brückengerüst zum Ersatz eines Prämolaren. Beide Brückenanker wurden mit einer zirkulären Wandstärke von 1 mm konstruiert. Die okklusalen Bereiche der Gerüstanker und des Zwischengliedes waren plan gestaltet. Die Verbinder waren oval konstruiert, wobei die Höhe 3,2 mm und die Breite 2,3 mm betrug, was einer Querschnittsfläche von ca. 7,4 mm<sup>2</sup> (Abb. 2) entsprach.

Für die Herstellung der CAD/CAM-Gerüste wurde das System ZENO Tec (Wieland Dental, Pforzheim) verwendet. Dazu wurde auf einer Fixierplatte mit Knetmasse erst das Mastermodell mit Masterbrücke, dann die Masterbrücke auf einem Objekthalter mit einem Laserscanner (3Shape D 250, Wieland) (Abb. 3a und 3b) eingescannt. Der 3Shape Scanner arbeitet auf Basis des Laserschnittverfahrens in Kombination mit zwei Kameras. Durch die Bewegung des Objektes in allen drei Raumrichtungen (Rotation, Translation und Kippung) wurden die Oberflächenpunkte der gesamten Außen- und Innenfläche der

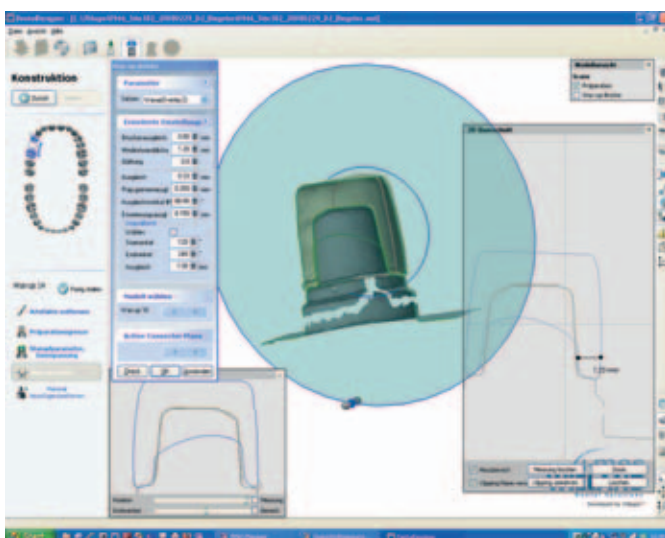


Abb. 1 Der Querschnitt durch die konstruierte Brücke mit Modell.

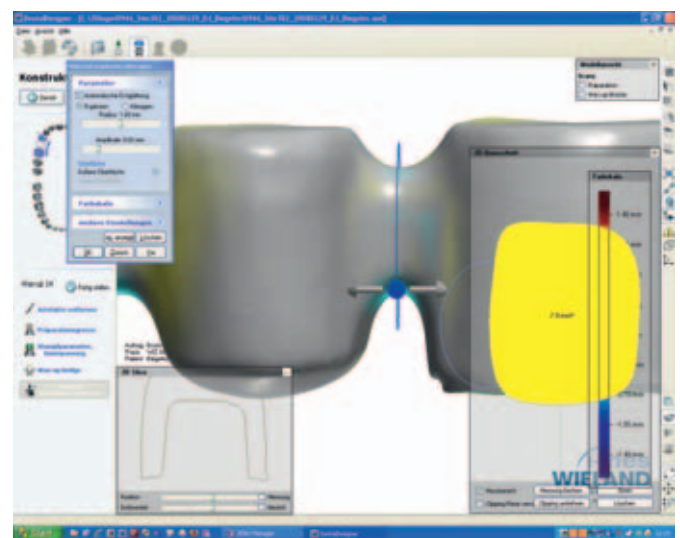


Abb. 2 Das Vermessen der Verbinderstärke.

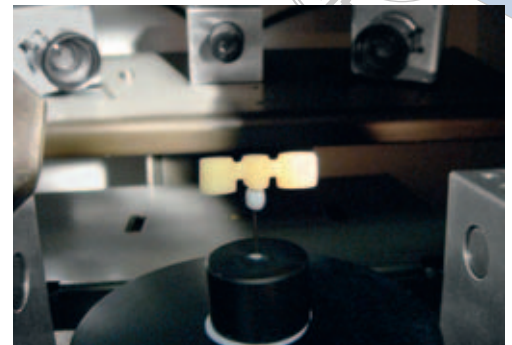
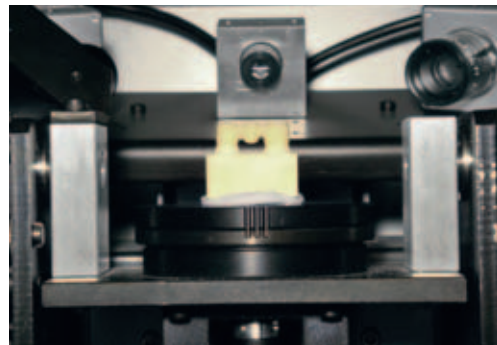


Abb. 3a und 3b Das Einscannen von Brücke und Modell.



Abb. 4 Die konstruierte Brücke.

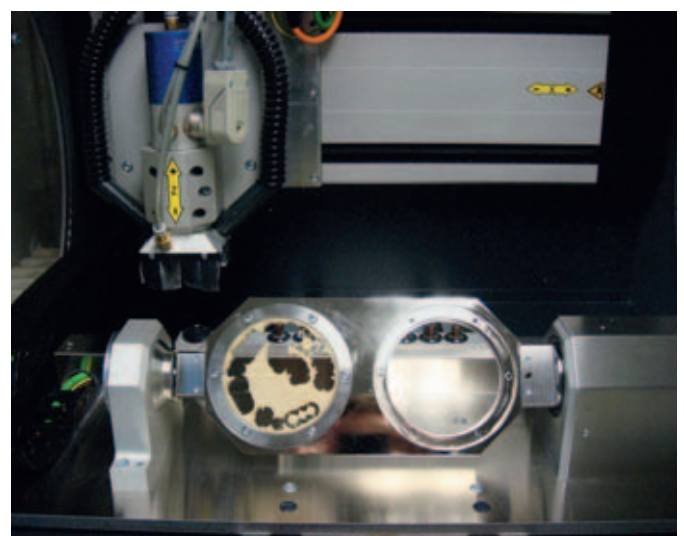


Abb. 5 Ein beschliffener Rohling in der ZENO Fräsmaschine.



Abb. 6 Die gefräste ZENO PMMA A3-Brücke.



Abb. 7 Zirkoniumdioxidbrücken, links im Weißzustand, rechts dichtgesintert.

Masterbrücke erfasst. Mit den Scandaten wurde im DentalDesigner (Wieland) über die Anwendung „Wax Up“ ein formidentisches Werkstück generiert (Abb. 4) und anschließend in der Fräsmaschine (ZENO 4030 M1, Wieland) aus dem entsprechenden Material herausgefräst (Abb. 5). Die Kunststoff- (Abb. 6) und Zirkoniumdioxid-Serien wurden sofort in das erforderliche Gerüstmaterial umgesetzt. Aus einem ZENO ZR Blank können ca. acht, aus dem ZENO PMMA Blank ca. 12 Brücken gefräst werden. Die Zirkoniumdioxid-Gerüste wurden anschließend im Sinterofen ZENO Fire (Wieland) dichtgesintert. Mit dem im Ofen hinterlegten Temperaturprofil wurden aus den offenporigen Gerüsten formkongruente Brücken gesintert (Abb. 7).

Zusätzlich wurden 24 formidentische Brücken aus einem ausbrennbarem Kunststoff (ZENO PMMAcast,



Abb. 8 Die Muffel während des Ausbrennvorgangs im Ofen.



Abb. 9 Der Flammenguss.



Abb. 10 Der bereitgestellte Pressstempel und Presspellet.



Abb. 11 Vor dem Pressprozess, die Muffel mit eingesetztem Pressstempel.

Wieland) ausgefräst. Zwölf davon wurden mit einer phosphatgebundenen Einbettmasse (Wilavest Universal, Wieland) eingebettet. Nach der Abbindezeit von 20 min wurde die Muffel für 60 min in den auf Endtemperatur von 850 °C vorgeheizten Vorwärmofen (P6, Mihm & Vogt, Karlsruhe) gestellt, um den Kunststoff zu verbrennen (Abb. 8). Anschließend wurden die Brücken in einem Flammengussverfahren (Abb. 9) (Motorcast compact, Degussa, Hanau) mit der Gold-Platin-Aufbrennlegierung PortaGeo Ti (Wieland) gegossen.

Die Glaskeramik-Serie wurde in der Press-Technologie hergestellt. Analog zu der Goldlegierung wurden die ausbrennbaren Kunststoffbrücken in einer phosphatgebundenen Einbettmasse (IMAGINE PressX, Wieland) eingebettet. Während des Ausbrennens des Kunststoffes wurden ein Pressstempel und die Pellets (IMAGINE PressX) (Abb. 10) zum Pressen vorbereitet. Anschließend wurde die vorgeheizte Muffel aus dem Vorwärmofen genommen und mit der Keramik in den Pressofen (IPS Empress EP600, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gestellt (Abb. 11). Nach dem Pressvorgang wurde die Muffel eine Stunde bei Raumtemperatur abgekühlt und anschließend die Brücke vorsichtig ausgebettet.

Die Brückengerüste wurden unzementiert auf die Pfeilerstümpfe aufgesetzt und durch einen Stempel (d = 5 mm), der plan auf der Okklusalfäche des Zwischengliedes auflag, in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch belastet (3-Punkt-Biegetest). Zwischen Belastungsstempel und Zwischenglied wurde eine doppelt gefaltete Teflonfolie (0,2 mm) für eine homogene Lastverteilung auf dem Brückenglied eingelegt (Abb. 12).

Insgesamt wurden fünf Werkstoffe mit je 12 Prüfkörpern geprüft und miteinander verglichen. Die geprüften Werkstoffe und deren Herstellungstechnologien sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Die statistische Auswertung bezüglich der signifikanten Unterschiede ( $p < 0,05$ ) erfolgte mit ONE WAY ANOVA mit anschließendem post-hoc



Abb. 12 Die Brücke in der Prüfapparatur.

Tabelle 1 Verfahrenstechnik und Werkstoffe der geprüften Provisorien.

Verfahrenstechnik	Werkstoffe	Hersteller
CAD/CAM Zeno	ZENO CAO Temp PMMA	Merz Dental, Lütjenburg
CAD/CAM Zeno	ZENO PMMA A3	Wieland, Pforzheim
Presstechnik IPS Empress EP600	IMAGINE PressX	Wieland, Pforzheim
CAD/CAM Zeno	ZENO ZR	Wieland, Pforzheim
Flammguss	Porta Geo Ti	Wieland, Pforzheim

Scheffé Test (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). Um die Zuverlässigkeit der Werkstoffe zu prüfen, wurde eine Weibullstatistik durchgeführt.

**Ergebnisse** Die gepressten Glaskeramik-Brücken wiesen signifikant niedrigste Bruchlastwerte ( $159,9 \pm 25$  N) auf. Beide Kunststoffgruppen ZENO CAO Temp PMMA ( $482,2 \pm 61,4$  N) und ZENO PMMA A3 ( $734,1 \pm 121,0$  N) lagen mit den Bruchlastwerten im nächst höheren Wertebereich ( $p = 0,110$ ). Das Zirkoniumdioxid mit der Bruchlast von  $1558,3 \pm 133,8$  N lag signifikant höher als die Glaskeramik und die Kunststoffe, allerdings signifikant tiefer als die Legierung Porta Geo Ti ( $6408,3 \pm 433,2$  N). Die hochgoldhaltige Legierung Porta Geo Ti erreichte in dieser Studie die signifikant höchsten Bruchlastwerte.

Der Boxplot-Darstellung (Abb. 13) können die Medianwerte und die Verteilung der Messwerte entnommen werden. Die Medianwerte sind ebenfalls in der Tabelle 2 zu finden. In der Gruppe des PMMA-Kunststoffs ZENO PMMA A3 fand sich ein Ausreißer im unteren Festigkeitsbereich (kleiner Kreis in der Darstellung), der die Bruchlastwerte deutlich unterschreitet. Auffällig ist die geringe Streuung der Messwerte, die sich in der Weibullstatistik widerspiegelt (Abb. 14). Die Steigung der Weibullwerte liefert eine Aussage über die Zuverlässigkeit des Werkstoffes. Je steiler die Kurve, desto zuverlässiger ist der

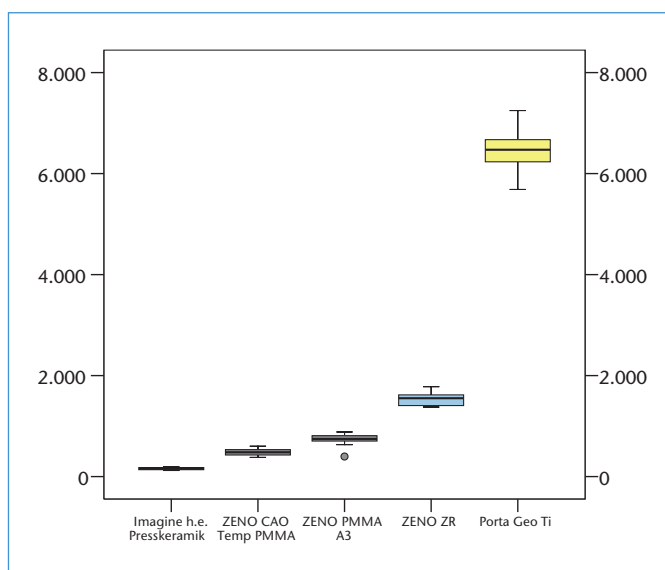


Abb. 13 Der Boxplot der Bruchlasten.

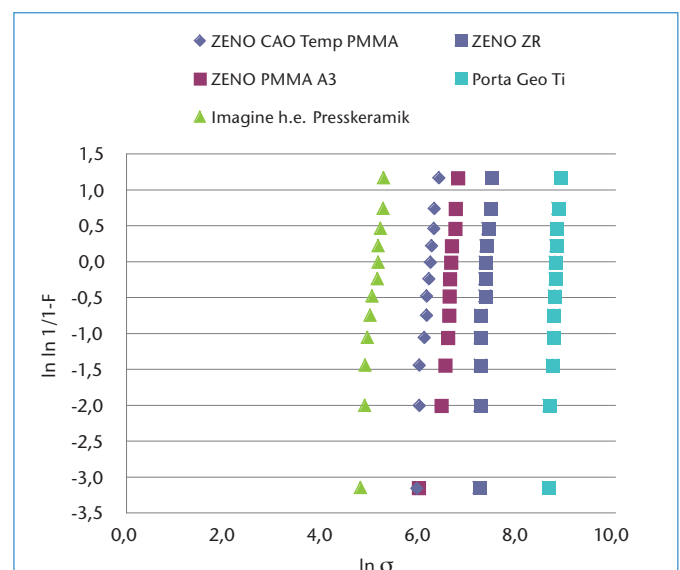


Abb. 14 Die Weibullstatistik der Bruchlasten.



Tabelle 2 Mittelwerte mit Streuung und Weibullmodul.

Werkstoffe	Mittelwert	Medianwert	Weibullmodul
ZENO CAO Temp PMMA	482,2 ± 61,4 N	481,7 N	8,6
ZENO PMMA A3	734,1 ± 121,0 N	746,1 N	5,4
IMAGINE PressX	159,9 ± 25,0 N	162,2 N	7,5
ZENO ZR	1558,3 ± 133,8 N	1551,7 N	12,5
Porta Geo Ti	6408,3 ± 433,2 N	6472,5 N	17,3

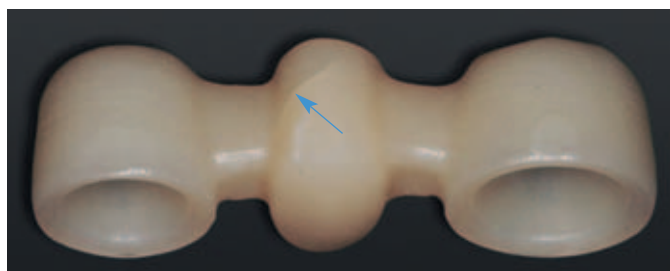


Abb. 15a ZENO CAO Temp PMMA.

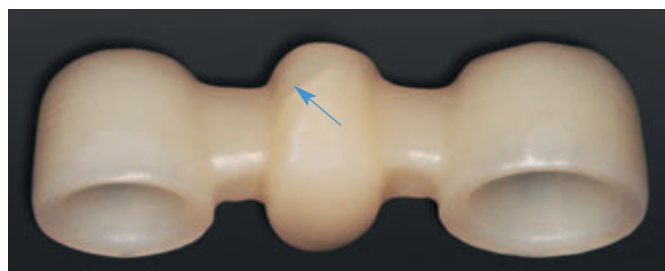


Abb. 15b ZENO PMMA A3.



Abb. 15c IMAGINE PressX.

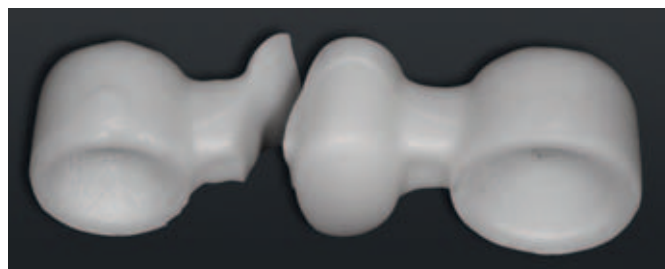


Abb. 15d ZENO ZR.

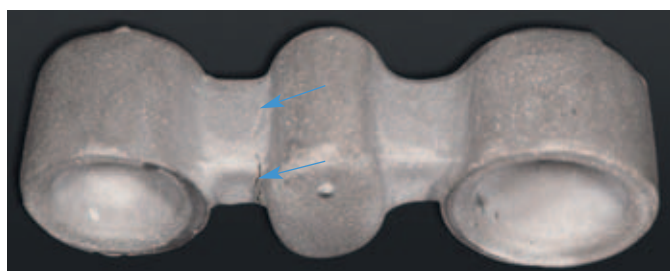


Abb. 15d Porta Geo Ti

Abb. 15a bis e Die Bruchbilder der gemessenen Brücken.

Werkstoff. Da die hier gemessenen Brücken alle eine sehr kleine Streuung aufwiesen, konnte kein großer Unterschied bei der Steigung der Kurven festgestellt werden. Die einzelnen Weibullwerte sind der Tabelle 2 zu entnehmen. Die Kunststoffe sowie die Glaskeramik bewegen sich in etwa im gleichen Bereich, während das Zirkoniumdioxid und vor allem die Legierung einen etwas höheren Weibullmodul haben. Bei ZENO PMMA A3 hat die Steigung aufgrund des Ausreißers den kleinsten Wert von  $m = 5,4$ .

Bei allen Gruppen war während der Messung die Entstehung eines Risses vom Zwischenglied zum Verbinder hin zu beobachten (Abb. 15). Während bei allen Gruppen nur ein Riss während der Messung entstand, brachen die Prüfkörper bei Glaskeramik und Zirkoniumdioxid komplett in der Verbinderregion durch.

**Diskussion** Klinische und in-vitro-Analysen von frakturierten Brücken zeigen auf, dass sich die Ausgangsstelle für die Fraktur der Rekonstruktion fast immer in der Zugzone an der Unterseite der Verbinderregion befindet, da dort die höchsten Zugspannungen auftreten.<sup>1,6,7,8</sup> Auch bei allen hier geprüften Serien wurde dieses Verhalten beobachtet. Bei Kunststoffen sowie der Goldlegierung ist nur ein Riss entstanden, wobei bei den Keramikbrücken (Zirkoniumdioxid und Glaskeramik) aus dem Riss ein Bruch entstand.

Die Kaukräfte im Molarenbereich werden mit durchschnittlich 400 N angegeben.<sup>5</sup> Die hier gemessenen maximalen Kräfte lagen alle, außer bei der Glaskeramik, oberhalb der durchschnittlichen Kaukräfte. Allerdings sollte man an dieser Stelle auch betonen, dass die Glaskeramik bereits vom Hersteller aus nicht für Brücken freigegeben ist.

Die Bruchlastwerte der beiden Kunststoffe lagen in dieser Untersuchung über den durchschnittlichen Kaukräften im Molarenbereich. Somit lässt sich aufgrund der vorliegenden Ergebnisse die Aussage treffen, dass industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffe als Langzeitprovisorien für dreigliedrige Brücken eingesetzt werden können.

Bei den Goldgerüsten wurden in dieser Untersuchung die höchsten Werte gemessen. Nicht nur die sehr guten mechanischen Bruchlasten, sondern auch die klinischen Daten sprechen für die Zuverlässigkeit von Metall-Rekonstruktionen. Auch wenn sich dieser Gerüstwerkstoff in den letzten 40 Jahren bewährt hat, weist diese Technik Schwachstellen auf, wie z. B. die eingeschränkte Biokompatibilität der Legierungen oder die begrenzten ästhetischen Möglichkeiten. Die Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid umgeht diese Schwachstellen.

Zirkoniumdioxid ist allen anderen Keramiken bezüglich der Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit deutlich überlegen.<sup>2</sup> In Betrachtung unserer Resultate wurde diese Aussage ebenfalls bestätigt.

**Schlussfolgerungen** Gerüste aus einer Goldlegierung liefern die mit Abstand höchsten Bruchlastwerte. Glaskeramik ist für eine dreigliedrige Restauration nicht empfehlenswert. Die Kunststoffe haben noch sehr viel Potenzial und können bereits jetzt schon bezüglich der hier ermittelten Bruchlastwerte als Langzeitprovisorien eingesetzt werden. Das Zirkoniumdioxid hat in dieser statischen in-vitro-Studie sehr hohe Bruchlastwerte erreicht. Auch mehrere in-vivo-Studien sprechen von hohen Überlebensraten.

Aufgrund dieser Untersuchung kann die Aussage getroffen werden, dass durch das Potenzial der Werkstoffpalette Kunststoff, Goldlegierung und Zirkoniumdioxid dem Zahntechniker eine optimale Materialpalette zur Verfügung steht.

**Danksagung** Die Autoren danken der Firma Wieland Dental (Pforzheim) für die Bereitstellung der Materialien und dem Chefschwarztechniker Xavier Zahno der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde der Universität Zürich für die zahntechnischen Aufnahmen.





Literatur

1. 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 Invest* 1998;2:36.
2. Filser F, Eglin M, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. FEA study of DCM machined Zirconia vs Vita-Celay In-Ceram bridges, *J Dent Res* 1999;78:204, Abstr. No. 792.
3. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. *Int J Computer Dent* 2001;4:89-106.
4. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. *Dental Mat* 2007;23:1500-1505.
5. Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. *Acta Odont Scand* 1976;35:297-303.
6. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessenz Int* 1996;27:701.
7. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-1258.
8. Lüthy H, Filser F, Gauckler L, Schärer P. Reliability of DCM machined Zirconia bridges: comparison for different interdental connector areas. *J Dent Res* 1999;78:205, Abstr. No. 793.
9. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schuhmacher M, Gauckler LJ, Hämmerle CHF. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930-937.
10. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants* 2008;19:326-328.
11. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants* 2008;19:326-328.
12. Stawarczyk B, Trottmann A, Fischer J. Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien, *Quintessenz Zahntech* 2008;34:412-421.
13. Sturzenegger B, Fehér A, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001;4:89-106.
14. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comp Dent* 2004;7:25-45.

MSc Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Schweiz  
E-Mail: Bogna.Stawarczyk@zzmk.uzh.ch

Adressen der Verfasser

MSc Dirk Jahn, nt-trading, Ziegelgasse 6, 67433 Neustadt an der Weinstraße

PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Jens Fischer, Prof. Dr. med. dent. Christoph Hans Franz Hämmerle  
Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich, Plattenstrasse 11, 8032 Zürich, Schweiz

### Summary

The improvement of established manufacturing methods and the introduction of new production techniques like CAD/CAM or pressing of ceramics offer new options in reconstructive dentistry. Hence, the traditional procedures like casting of metals and layering of ceramics will be more and more replaced. As a consequence the material properties may be optimized in regard to clinical application. In the present investigation the fracture loads of three unit bridges were measured. The bridges were fabricated identical in shape in resin, ceramic, or metal, applying the appropriate production technique.