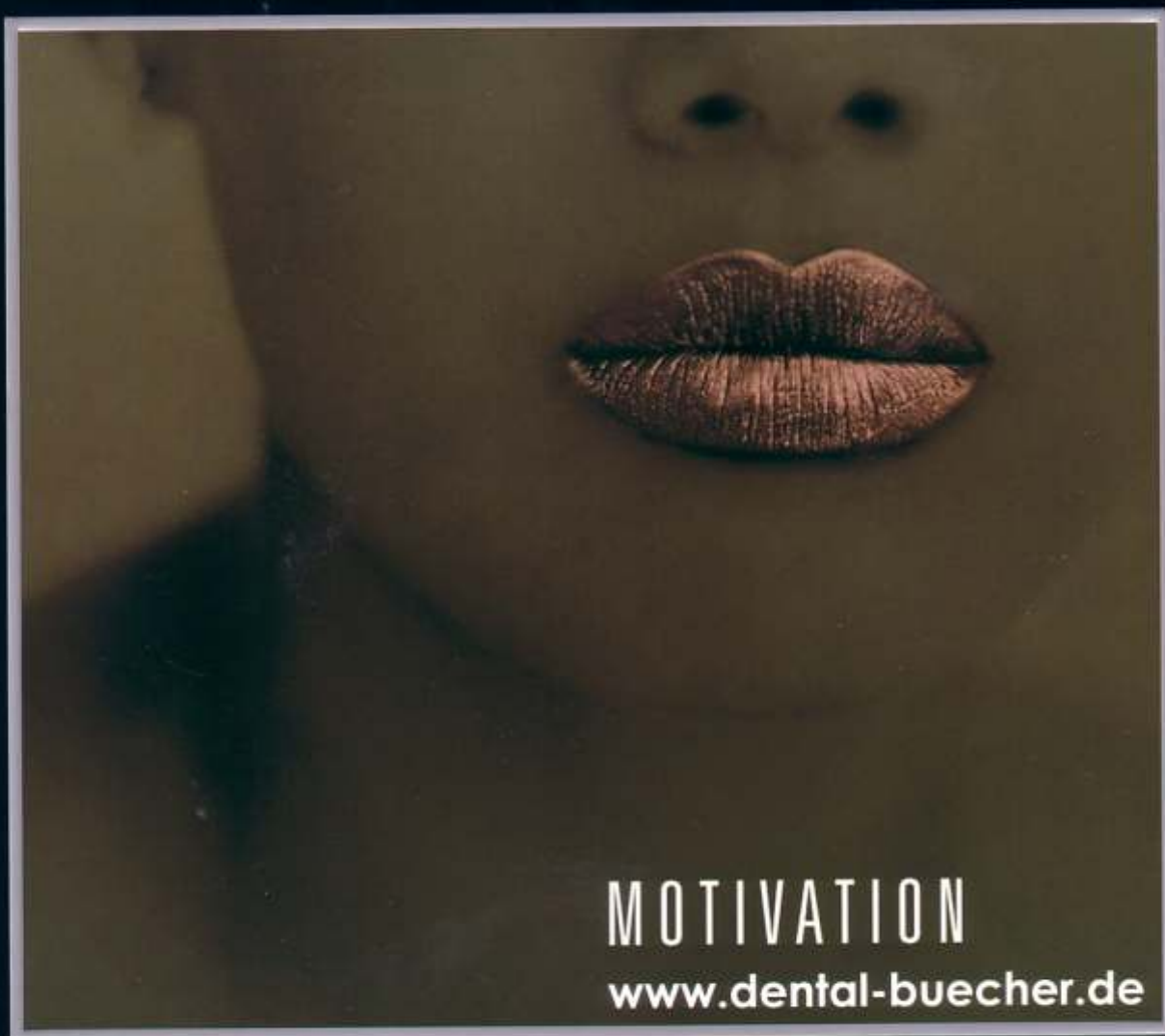


Das internationale

# ZAHNTECHNIK MAGAZIN



MOTIVATION

[www.dental-buecher.de](http://www.dental-buecher.de)

**10** Oktober  
**2006**

flohr verlag gmbh & co. kg  
Hauptstraße 22, D-78628 Rottweil  
E 43924 ISSN 1433-6197 Postvertrieb Entgelt bezahlt

## Gießen versus Fräsen

Prof. Wolf-Dieter Müller, ZTM Thomas Paul

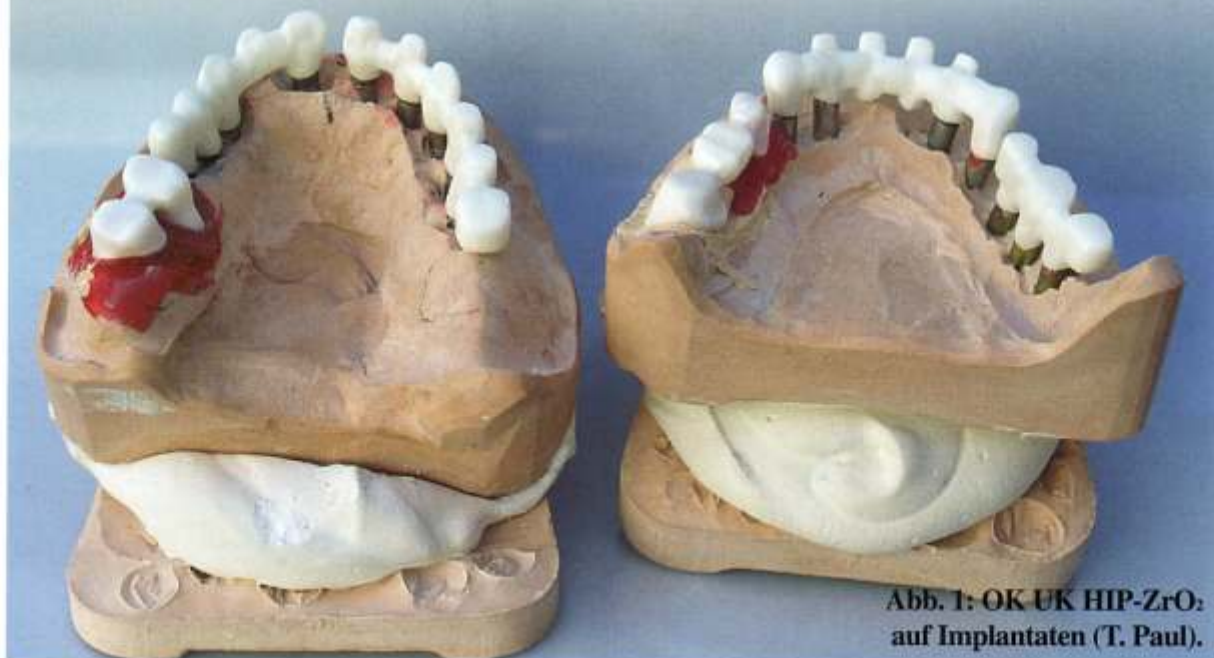


Abb. 1: OK UK HIP-ZrO<sub>2</sub> auf Implantaten (T. Paul).

**Indizes: Voraussetzungen, Biokompatibilität, E-Modul, Verbundfestigkeit, Schwachstellen, Ribzähigkeit, Stabilität**

Die CAD/CAM-Technik, ist inzwischen Bestandteil der Zahntechnik, doch nicht so selbstverständlich im Einsatz wie die Gußtechnik. Gründe dafür gibt es sicher genügend, seien es die Gewohnheit, die Angst vor Neuem, Unbekanntem oder einfach finanzielle Bedenken. Anliegen dieses Beitrages ist es, die Diskussion und die Überlegungen dazu anzuregen, indem ein Vergleich zwischen der „lost wax technique“ und der CAD/CAM-Technik geführt wird, auch wenn man meint, bei der Gegenüberstellung von Handarbeit und Maschinenproduktion Äpfel mit Birnen zu vergleichen.

**D**as stimmt so jedoch nicht, da mit beiden Techniken das gleiche Ziel, die Herstellung individuell gefertigten Zahnersatzes, erreicht werden soll. Dieser muß den allgemeinen Anforderungen und individuellen Wünschen genügen mit dem gleichen hohen Anspruch, unabhängig davon, wie er hergestellt wurde.

Die Festigkeit definiert sich über den E-Modul, dem Werkstoffparameter, der Auskunft über das Belastungs-Verformungs-Verhalten gibt, entsprechend Gleichung (1).

$$\sigma = \frac{F}{A} = E\varepsilon \quad (1a)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (1b)$$

$$E = \frac{Fl^3}{fbh^3} \quad (1c)$$

$\sigma$  - Zugspannung, F- Zugkraft[N],  
 A - Probenquerschnitt [mm<sup>2</sup>]  
 $\varepsilon$  - relative Dehnung [%]  
 $\Delta l$  - Längenänderung [mm],  
 l - Ausgangslänge [mm]  
 E - Elastizitätsmodul [MPa = N/mm<sup>2</sup>]  
 l - Auflagenweite [mm]  
 f - Durchbiegung [mm]  
 b - Probenbreite [mm]  
 h - Probendicke, bzw. -höhe [mm]

Die Biokompatibilität wird wesentlich durch die chemische Zusammensetzung des Werkstoffes und dessen chemischer Beständigkeit, Korrosionsfestigkeit, unter den spezifischen



Abb. 2: Vergleich im Arbeitsablauf zwischen Gieß- und Frästechnik (ZA – Zahnarzt; ZT – Zahntechniker)

**Der zunehmend vom Patienten geforderte Faktor „Biokompatibilität“ ist mit der klassischen Technik nicht zu realisieren.**

Bedingungen in der Mundhöhle bestimmt. Hinzu kommt die Beschaffenheit der Oberfläche. Alle in die Mundhöhle ragenden Strukturen sollten polierte Oberflächen aufweisen.

Eine hervorragende Paßgenauigkeit bedeutet, daß ein Randspalt kleiner 50 µm nach D. Jörgensen (1958) erreicht wird.

Die Voraussetzungen für die Herstellung von individuellem Zahnersatz sind für beide Techniken identisch: Die vom Zahnarzt gefertigte Präparation und der davon hergestellte Abdruck.

Die Wege trennen sich erst im Labor, wenn auf der einen Seite ein Wachsmo­dell gefertigt, eingebettet und gegossen wird, und auf der anderen Seite ein virtuelles „Wachsmo­dell“ durch Scannen, Nacharbeiten und dann mittels Fräsen/Schleifen hergestellt wird. Das Schema in Abbildung 2 zeigt, wie sich die Arbeitsschwerpunkte bei Einsatz der jeweiligen Technik verschieben.

### Aus Handarbeit wird Kopfarbeit

Beim CAD/CAM-Verfahren treten räumliches Vorstellungsvermögen und der Umgang mit dem Computer in den Vordergrund. Der Staub und die Dämpfe des Laborarbeitsplatzes werden mit einem verhältnismäßig „sauberen“ Büroplatz getauscht. Aufgrund der vergrößerten Darstellung der Konstruktion auf dem Bildschirm werden Ungenauigkeiten deutlicher sichtbar und können, falls nötig, korrigiert werden.



Abb. 3: Materialauswahl im Vergleich

Dies allein sind natürlich keine Gründe, von der einen zur anderen Herstellungstechnik zu wechseln. Betrachtet man die Materialvielfalt auf dem Dentalmarkt – allein über 1000 unterschiedliche Legierungen werden angeboten – ist es unmöglich, den Überblick zu behalten (Abb. 3).

Der zunehmend vom Patienten geforderte Faktor „Biokompatibilität“ ist mit der klassischen Technik nicht zu realisieren. Das liegt zum einen daran, daß durch den Schmelz- und Gießprozeß, aber auch durch die nachfolgenden Bearbeitungsprozesse die Ausgangslegierungen dramatisch verändert werden.

Eine weitere Schwierigkeit ergibt sich für den Fall, daß bei einer Restauration erweitert werden soll und die ursprüngliche Legierung in ihrer Zusammensetzung nicht mehr bekannt ist oder im Falle einer neuen Versorgung nicht auf die schon vorhandenen Legierungen im Mund des Patienten Bezug genommen wird.

### Biokompatibilität

Das Legierungsdickicht kann man umgehen, wenn man auf nichtmetallische Werkstoffe setzt. Keramiken, vor allem hochfeste Keramiken, sind dafür besonders geeignet und werden zunehmend eingesetzt. Letztere können jedoch auf klassischem Wege nicht mehr zu individuellem Zahnersatz verarbeitet werden. Hier kann nur die CAD/CAM-Technik in Form des maschinellen Schleifens zum gewünschten Ergebnis führen.

Wie die Übersichtstabelle zeigt (Abb. 4), bieten die für die CAD/CAM-Technik inzwischen zur Verfügung stehenden Werkstoffe

das gesamte Spektrum erforderlicher Eigenschaftsparameter bisher verfügbarer und eingesetzter Werkstoffe.

### Elastizitätsmodul (E-Modul)

beschreibt das Belastungs-Verformungs-Verhalten eines Werkstoffs. Je größer er ist, umso größer muß die Kraft sein, die eine bleibende Verformung oder einen Bruch provoziert.

Solange der Bereich des elastischen Spannungs-Verformungs-Verhaltens (entspricht dem linearen Kurvenverlauf) nicht verlassen wird, bestehen keine Bedenken im Hinblick auf ein Versagen siehe auch schwarze Kurve, Abb. 5).

Eigenschaft	Maßeinheit	Ti6Al4V	316 SS	CoCr-Legierung	Teragonal Zirconia Polycrystals Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - ZrO <sub>2</sub>	Alumina Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
E-Modul	GPa	110	200	230	210	380
Festigkeit	MPa	800	650	700	900-1200	>500
Härte	Kg/mm <sup>2</sup> (HV)	100	190	300	1200	2200

Abb. 4: Zusammenstellung der wesentlichen Materialparameter.

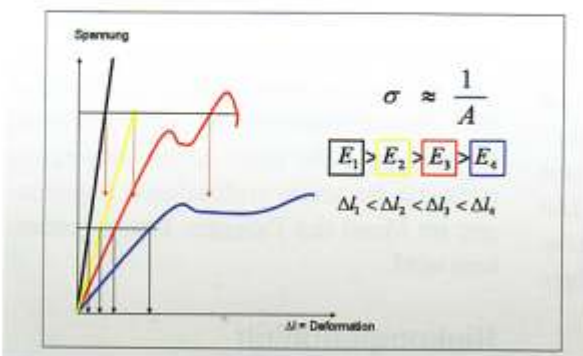


Abb. 5: Schematische Darstellung des Belastungs-Verformungs-Verhaltens in Form der Spannungs-Dehnungskurve für verschieden elastische Materialien. *Schwarz* – sehr steifer Werkstoff, beide Spannungsgrenzen überschreitend ohne Versagen im elastischen Bereich; *gelb* – spröder Werkstoff, bei Erreichen der oberen Belastungsstufe kommt es zum Bruch; *rot* – elastisch-plastisch verformbarer Werkstoff (Au-Legierung), bei Erreichen der oberen Spannungslinie erfolgt Verformung ohne Bruch; *blau* – typischer Verlauf für einen elastisch-plastisch verformbaren Werkstoff, z.B. Polymere, die über eine hohe Streckgrenze verfügen.

Im Grenzbereich (Fallbeispiel gelbe Kurve) kann es hingegen zu einem unverhofften Bruch kommen, typisch für keramische Werkstoffe. Im Falle der roten Kurve tritt eine plastische Verformung ein.

Aus praktischen Erwägungen heraus ist die Biegefestigkeit einer 3-gliedrigen Normbrücke viel anschaulicher [Kappert] (biaxialer Belastungszustand: Zug- und Druckspannung, beachte: Keramiken sind anfällig gegenüber Zugspannungen).

Allerdings ist zu beachten, daß bei einer Veränderung der Brückengestaltung, d.h. ihrer Dimensionen, deren Ausdehnung, ihrer Verbinderquerschnitte oder der Kronenwandstärken, signifikante Abweichungen auftreten. Verdeutlicht wird das beim Vergleich zwischen der Biegefestigkeit von Normbrücken aus unterschiedlichen Werkstoffen sowie beim Vergleich der E-Moduli unterschiedlicher Materialien (Abb. 6).

### Limitationen

Grenzen können sich auftun, wenn die herzustellende Konstruktion sehr grazil sein muß und vor allem die Wandstärken der Gerüstkronen sehr dünn gestaltet werden müssen oder nicht genügend Raum für die Verbinder

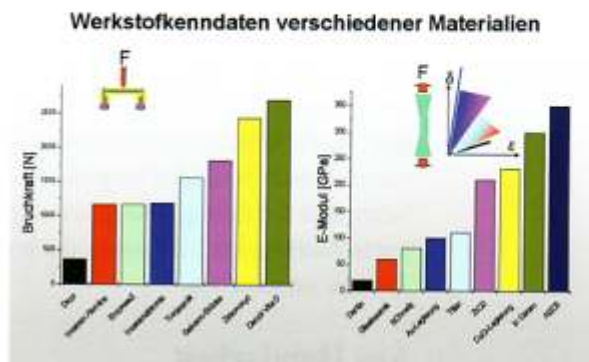


Abb. 6: Biegefestigkeit 3-gliedriger Normbrücken aus verschiedenen Materialien – links; E-Moduli unterschiedlicher Werkstoffe und biologischer Materialien – rechts. Das bedeutet, der Einsatz moderner Werkstoffe, wie hochfestes, heiß isostatisch gepreßtes (HIP), durch Yttriumoxid (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) teragonalphasen stabilisiertes Zirkoniumdioxid, (TZP – teragonal zirconia polycrystals) kann in sehr vielen Fällen Metalle bzw. Metall-Legierungen substituieren. Zudem ergibt sich ein Ästhetik-Gewinn, da kein grau schimmerndes Gerüst, sondern ein weißes zu verblenden ist.

**Die  $\alpha$ -case ist offensichtlich auf gefrästen Strukturen weniger ausgedehnt als auf gegossenen Oberflächen.**

vorliegt, so daß die Gefahr besteht, daß trotz ausreichender Festigkeit der Keramik ein mögliches Versagen nicht ausgeschlossen werden kann. Dann kann auf ein reines, biokompatibles Metall (Titan) zurückgegriffen werden.

Mit der CAD/CAM-Technik verarbeitet, weist es keine Gußlunker auf, und das Gefüge ist nach wie vor globulär, was sich offensichtlich (siehe Abb. 7) günstig auf die Verbundfestigkeit zur Verblendkeramik auswirkt [Reinhardt im Druck].

Die Schwachstelle im Verbund zwischen Titan und Verblendkeramik, die  $\alpha$ -case, ist offensichtlich auf gefrästen Strukturen weniger ausgedehnt als auf gegossenen Oberflächen.

Auch die Frage nach der Verbundfestigkeit zwischen einer hochfesten  $ZrO_2$ -Gertüstkeramik und der Verblendkeramik kann mit ruhigem Gewissen beantwortet werden.

Wie die in Abbildung 8 dargestellten Ergebnisse zeigen, wird eine Verbundfestigkeit zwischen  $ZrO_2$ -Keramik und Feldspatverblendkeramik erreicht, die der eines Verbundes zwischen einer klassischen Co-basis-Legierung und einer Verblendkeramik entspricht.

### Der Stabilitätsvergleich

Eingehende Untersuchungen zur Biegefestigkeit und Rißausbreitung an keramischen Werkstoffen hat zu einem besseren Verständnis und auch zu einer Begründung von Indi-

kationsgebieten unterschiedlicher keramischer Werkstoffe geführt.

Damit wird der Tatsache Rechnung getragen, daß Oberflächendefekte an keramischen Materialien und Konstruktionen die Hauptursache des Versagens sind.

Durch Auftragen der kritischen Rißzähigkeit gegen die Biegefestigkeit kann ein Stabilitätsvergleich verschiedener dentaler keramischer Werkstoffe vorgenommen werden (Abb. 9). Basierend darauf gelangt man zur Verknüpfung von Eigenschaften und Indikationsbereichen für Keramiken (Abb. 10).

### Fazit

Zusammenfassend kann man sagen, daß es mit der Fräs- bzw. CAD/CAM-Technik aufgrund der reduzierten Materialauswahl und des Überwiegens keramischer Werkstoffe möglich ist, sowohl biokompatibleren als auch ästhetischeren Zahnersatz herzustellen. Dennoch sind mit dieser Technik nicht alle Probleme zu lösen, auch wenn inzwischen NEM-Legierungen auf der Basis von Co fräsbearbeitbar sind.

Die Frage bleibt nur, ob das unbedingt erforderlich ist, insbesondere unter dem Gesichtspunkt der Biokompatibilität. Eventuell unter dem Gesichtspunkt der Herstellung von Modellgußprothesen könnten diese Legierungen auch mit Hilfe der CAD/CAM-Technik bearbeitet werden. Für Einzelkronen und Brücken ist es schon aus Sicht der Biokompatibilität und der Korrosionsstabilität zwin-

**Ti-Keramik Verbundfestigkeit und Gefügestruktur**

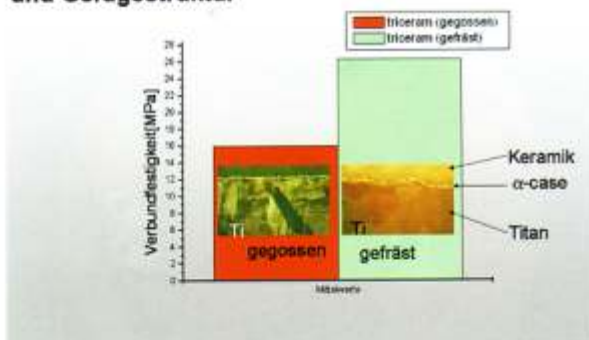


Abb. 7: Vergleich von Verbundfestigkeit und Gefügestruktur im Ti-Keramik-Verbund, rechts (rot) gegossenes Ti - lamellare Gefügestruktur, links (grün) gefrästes Ti - globuläre Gefügestruktur [R. Reinhardt].

**Verbundfestigkeitsvergleich**

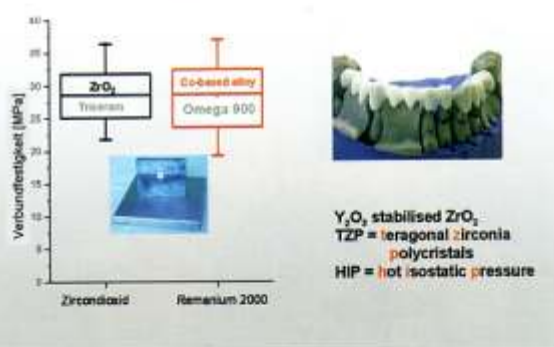


Abb. 8: Vergleich der Verbundfestigkeit zwischen HIP  $ZrO_2$  und Verblendkeramik (links) und der Co-Basis-Legierung Remanium 2000 (Dentaurum) und einer Verblendkeramik (rechts) [Reinhardt, Boiko].

Rißzähigkeit vs. Biegefestigkeit von Keramiken

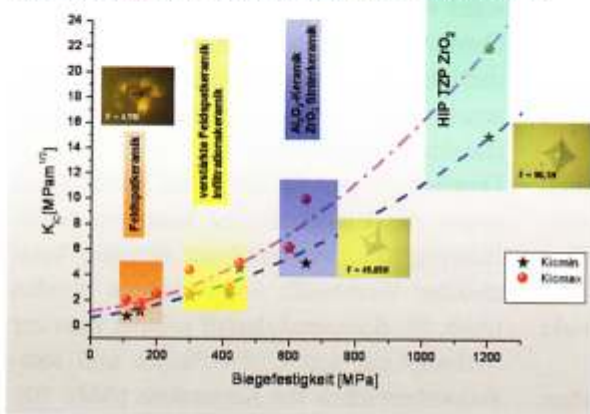


Abb.9: Kritische Rißzähigkeit  $K_{IC}$  gegen 3-Punkt-Biegefestigkeit verschiedener Keramiken. Die abgebildeten Indentereindrücke dienen der  $K_{IC}$ -Bestimmung.

Eigenschaften und Indikation

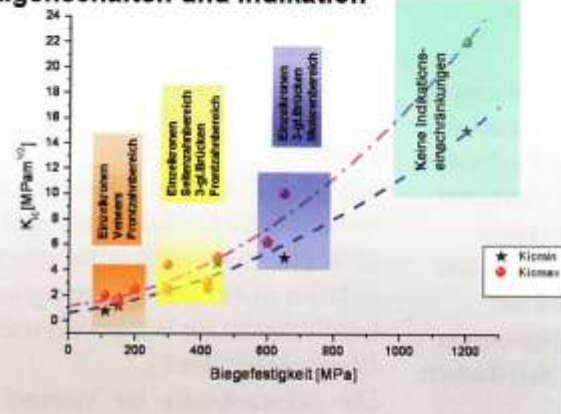


Abb. 10: Indikationseinteilung keramischer Werkstoffe für zahnärztliche Restaurationen.

gend, wenn möglich metallfrei zu arbeiten oder dann eben auf Ti oder mit Hilfe der Galvanotechnik auf reines Gold zurückzugreifen.

**Aus werkstoffkundlicher Sicht gibt es keine vernünftige Alternative zur CAD/CAM-Technik.**

Aus werkstoffkundlicher Sicht gibt es keine vernünftige Alternative zur CAD/CAM-Technik. Die praktische Umsetzung, d.h. im eigenen Labor oder mit Hilfe von Fräszentren, bietet noch Zweifel. Die Zusammenarbeit mit erfahrenen Technikern, die schon viele Jahre Erfahrungen auf dem Gebiet der CAD/CAM-Technik gesammelt haben, können diese Zweifel beseitigen.

Vorausgesetzt die Kommunikation zwischen Zahntechniker und Zahnarzt stimmt. Denn es gilt, die Qualität der Arbeit wird durch die Qualität des Abdruckes vom Zahnarzt bestimmt.

Unter Berücksichtigung einiger Grundregeln, die im Übrigen auch für die Gußtechnik

gelten, kann ein sehr hoher Qualitätsstandard erreicht werden. Die Beispiele (Abb. 11 - 16) aus dem Labor Thomas Paul Zahntechnik (Berlin) sollen die Möglichkeiten des Einsatzes der CAD/CAM-Technik demonstrieren.

Prof. Dr. Wolf-Dieter Müller  
Zahnärztliche Werkstoffkunde  
und Biomaterialforschung CC3  
„Charité“ Universitätsmedizin Berlin

Labor Thomas Paul Zahntechnik Berlin  
Dillenburger Straße 53  
14199 Berlin  
info@thomas-paul-zahntechnik.de

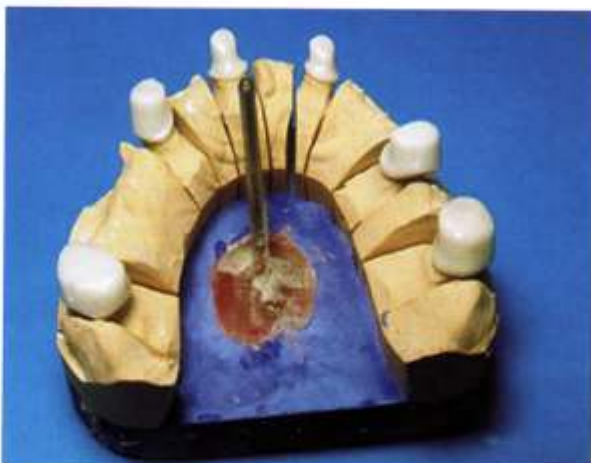


Abb. 11: Teleskope aus HIP ZrO<sub>2</sub> (Th.Paul).



Abb. 12: Abutments aus HIP ZrO<sub>2</sub> (T. Paul).



Abb. 13: UK Brücke aus  $ZrO_2$  (T. Paul).



Abb. 14: UK Brücke im  $ZrO_2$  Rohling.



Abb. 15: Konstruktion mit Geschiebe aus HIP  $ZrO_2$ .



Abb. 16: Marylandbrücken HIP  $ZrO_2$  (T. Paul).

Heraeus

## Präzisions-Einbettmasse

für alle Edelmetalllegierungen in der Kronen- und Brückentechnik

## Heravest® Premium 2



### Heravest® Premium 2

- Hoher technischer Stand mit neuesten Rohstoffen
  - Für Schnellaufheizung und Programmsteuerung
  - Für alle Edelmetalllegierungen, passgenau und glatt
- Heravest Einbettmassen machen den feinen Unterschied.

Wir informieren Sie gerne:

FreeCall 0800 4 37 25 22 oder  
[www.heraeus-kulzer.de](http://www.heraeus-kulzer.de)

