

# Tetric® CAD



## Wissenschaftliche Dokumentation

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1 Dentalcomposites .....</b>	<b>3</b>
<b>2. Indirekte Composite-Restaurationen.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Laborcomposites .....</b>	<b>3</b>
<b>2.2 Composite-Blöcke für die CAD/CAM-Verarbeitung .....</b>	<b>4</b>
<b>3. Tetric CAD .....</b>	<b>5</b>
<b>3.1 Indikationen.....</b>	<b>5</b>
<b>3.2 Zusammensetzung .....</b>	<b>6</b>
<b>3.3 Verarbeitung von Tetric CAD .....</b>	<b>8</b>
<b>4. Technische Daten zu Tetric CAD .....</b>	<b>9</b>
<b>5. Werkstoffkundliche Untersuchungen / in vitro .....</b>	<b>10</b>
<b>5.1 Biegefestigkeit .....</b>	<b>10</b>
<b>5.2 Elastizitätsmodul .....</b>	<b>10</b>
<b>5.3 Wasseraufnahme .....</b>	<b>11</b>
<b>5.4 Verschleissfestigkeit .....</b>	<b>12</b>
<b>5.5 Scherhaftfestigkeit .....</b>	<b>13</b>
<b>5.6 Bruchbeständigkeit .....</b>	<b>16</b>
<b>5.7 Polierbarkeit .....</b>	<b>17</b>
<b>5.8 Schlussfolgerung .....</b>	<b>19</b>
<b>6. Klinischer Fall .....</b>	<b>20</b>
<b>7. Biokompatibilität.....</b>	<b>22</b>
<b>7.1 Zytotoxizität.....</b>	<b>22</b>
<b>7.2 Irritation oder intrakutane Reaktivität.....</b>	<b>22</b>
<b>7.3 Hypersensibilität und Sensibilisierung .....</b>	<b>22</b>
<b>7.4 Genotoxizität .....</b>	<b>22</b>
<b>7.5 Schlussfolgerung .....</b>	<b>23</b>
<b>8. Literatur .....</b>	<b>24</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Dentalcomposites

Wie der Name bereits andeutet, bestehen "Composites" aus mindestens zwei verschiedenen Materialien. Meistens sind die Bestandteile in einer organischen Kunststoffmatrix eingebettete anorganische oder organische Füller sowie Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmente und optische Aufheller (1). Das Gleichgewicht zwischen Monomeren und Füllern charakterisiert das Material.

In der Zahnmedizin kamen Composite-Materialien in den 1960er Jahren auf, als Bowen 1962 eine Bis-GMA-Formulierung auf den Markt brachte (2). Zu Beginn wurden Composites vorwiegend im Frontzahnbereich angewendet, da Amalgamfüllungen in diesem Bereich nicht ästhetisch sind. In den 1990er Jahren begannen Composite-Materialien Amalgam als Universalfüllungsmaterial zunehmend zu ersetzen. In Kombination mit innovativen Adhäsiven läuteten diese direkten Composites (d.h. direkt im Patientenmund eingesetzt und ausgehärtet) die Ära der minimalinvasiven Zahnheilkunde ein. Diese direkten Composites waren aufgrund der schnelleren Abrasion und Polymerisationsschrumpfung bei der Anwendung für grosse Seitenzahnrestaurationen allerdings immer Einschränkungen unterworfen. Daher wurden in den 1980er Jahren die indirekten Composites der ersten Generation eingeführt, gefolgt von Produkten der zweiten Generation in den 1990er Jahren.

## 2. Indirekte Composite-Restaurationen

Im Gegensatz zu direkten Composites, die vom Zahnarzt intraoral eingesetzt, modelliert und gehärtet werden, werden indirekte Composites - auch Laborcomposites genannt - von Zahntechnikern extraoral gestaltet, modelliert und gehärtet. Indirekte Composites können in Geräten gehärtet werden, die eine Licht- und/oder Wärmeintensität bieten, die diejenige von Handgeräten übersteigt und intraoral nicht möglich wäre.

### 2.1 Laborcomposites

#### Erste Generation

Die indirekten Composites der ersten Generation wurden entwickelt, um Nachteile, die sich aus der Anwendung von direkten Composites ergeben, zu eliminieren. Zu diesen Nachteilen zählten: Techniksensibilität, anatomische Formgebung, Polymerisationsschrumpfung, erhöhte Abrasion und suboptimale Approximalkontakte.

Touati (3) und Mörmann (4) gehörten zu den ersten, die eine Technik für die Anwendung von Laborcomposites der ersten Generation einführten. Die ersten verfügbaren Produkte waren SR Isosit/Ivoclar Vivadent und Visio-Gem/ESPE. Insgesamt wiesen die Materialien tiefe Biegefestigkeitswerte und ein niedriges Elastizitätsmodul auf und neigten zu Verfärbungen sowie hohem Verschleiss und hoher Abrasion aufgrund des niedrigen Anteils an homogenen Füllern zusammen mit einem hohen Matrixanteil.

#### Zweite Generation

In der Mitte der 1990er Jahre wurden die ersten indirekten Composites der zweiten Generation eingeführt. Diese Materialien, für die auch der Begriff Mikro-Hybrid-Composites verwendet wird, enthalten mineralische Füller mit einem kleinen Durchmesser (weniger als 1  $\mu\text{m}$ ), wobei die Form, Grösse und Verteilung der Füller je nach Art des Composite-Materials variieren kann. Durch den höheren Fülleranteil wurden bessere mechanische Eigenschaften erzielt, und der niedrigere Anteil an organischer Matrix verringerte die Polymerisationsschrumpfung (5).

## 2.2 Composite-Blöcke für die CAD/CAM-Verarbeitung

Aufgrund der rasanten Fortschritte auf dem Gebiet der intraoralen Bildgebung und automatisierten Fertigung ist die Anwendung von CAD/CAM-gestützten Herstellverfahren in der Zahnheilkunde (6) sowohl chairside als auch labside dramatisch angestiegen. Die Versorgung von Patienten mit Keramikrestorationen in nur einer Sitzung wurde erstmals 1985 möglich, als das erste CAD/CAM-System eingeführt wurde (7). Obwohl hauptsächlich Keramiken mit CAD/CAM-Systemen verarbeitet werden, sind auch im Bereich der Composite-Block-Materialien, die für indirekte Verfahren zur Anwendung kommen, Fortschritte zu verzeichnen.

Der erste kommerziell vermarktete Composite-Block für dauerhafte Versorgungen war Paradigm MZ100 von 3M Espe, der im Jahr 2000 (7) auf den Markt kam. Es handelte sich dabei um eine industriell vopolymerisierte Variante des Composites Z100 von 3M Espe (6, 7). Dieses Produkt wurde später von Lava Ultimate abgelöst. Heute bieten mehrere Hersteller CAD/CAM-Blöcke aus Composite-Material an, die unter hohen Temperaturen und hohem Druck (HT-HP) hergestellt werden. Unter diesen Herstellbedingungen wird ein signifikant höherer Monomer-Umsatz erzielt als dies bei lichtgehärteten Composites der Fall ist. Gleichzeitig wird die Homogenität des Materials verbessert, d.h. das Material weist weniger Unregelmäßigkeiten und Poren auf. Aufgrund des industriellen Herstellprozesses kann auch der Füllergehalt erhöht werden. Das ist bei schichtbaren Composite-Füllungsmaterialien, die beim Einbringen in den Mund modellierbar sein müssen, nicht möglich.

### Vorteile der CAD/CAM-Composite-Blöcke

Als Alternative zu direktem Composite-Materialien weisen CAD/CAM Composite-Blöcke eine höhere Festigkeit auf. Weil sie bereits ausgehärtet sind, werden potenziellen Risiken durch herauslösbare Monomer z.B. Kontaktdermatitis, vermieden.

Während Dentalkeramiken überlegene mechanische und ästhetische Eigenschaften aufweisen, bieten Composite-Blöcke beträchtliche Vorteile im Hinblick auf die Verarbeitbarkeit und die Durchführung von kleineren Reparaturen im Mund (6). Die Fräszeiten sind zum Beispiel kürzer. Ruse et al (2014) schätzten, dass mit einem Satz CAD/CAM-Fräswerkzeuge zu einem Preis von etwa 20 US-Dollar pro Werkzeug nur etwa 5 bis 10 Keramikkrone, aber weit über 100 Composite-Krone gefertigt werden können (6). Ausserdem sind Politur und Einpassen der Restauration bei der Eingliederung weniger zeitaufwendig (9). Reparaturen im Mund sind einfacher, da kein Ätzen mit Flusssäure notwendig ist. Bei Composite-Restaurationen wird nur der Bereich, der repariert wird, sandgestrahlt und anschliessend ein Composite-Füllungsmaterial mit ähnlichen mechanischen und optischen Eigenschaften appliziert (6). CAD/CAM-Composite besitzen ein Elastizitätsmodul, das jenem von Dentin ähnlich ist, was bei implantatgestützten Kronen im Hinblick auf die Schockabsorption (10) oder bei Patienten mit Bruxismus vermutlich von Vorteil ist. Composite eignen sich sehr gut für den CAD/CAM-gestützten Fertigungsprozess, da sie eine geringe Sprödeheit und höhere Schadenstoleranz aufweisen, weniger anfällig für Abplatzungen sind (11), glattere Fräsänder haben und auch in geringer Schichtdicke geschliffen werden können (10). Der Wegfall des Malfarben- oder Kristallisationsbrandes erhöht die Attraktivität von Composite-Blöcken für Behandlungen in einer Sitzung zusätzlich.

### Schlussfolgerung

Composite-Blöcke verwischen die Grenze zwischen der direkten und indirekten Füllungstherapie, da sie vorgehärtet werden wie laborgefertigte Composite-Restaurationen. Sie werden mehrheitlich zur Herstellung von Restaurationen in der Zahnarztpraxis angewendet, die in derselben Sitzung eingegliedert werden.

Composite-Blöcke sind robust und bieten zahlreiche Vorteile, was die Effizienzsteigerung in Zahnarztpraxis und Dentallabor betrifft.

### 3. Tetric CAD

Tetric CAD ist ein ästhetischer Composite-Block zur effizienten Herstellung indirekter Einzelzahnrestaurationen mittels CAD/CAM-Verfahren. Die Blöcke werden industriell hergestellt und anschliessend gefräst. Tetric CAD-Restaurationen werden nach der Fertigung extraoral poliert und mit Adhese Universal und Variolink Esthetic adhäsiv eingegliedert. Sie eignen sich nicht für die selbstadhäsive oder konventionelle Befestigung.



Abb. 1: Tetric CAD-Blöcke

Tetric CAD ist die digitale Ergänzung zu den konventionell schichtbaren Composites der Tetric Evo-Linie. Die Blöcke sind in den Transluzenzstufen MT (Medium Translucency) und HT (High Translucency), sowie in 5 bzw. 4 Farben erhältlich. Zwei Grössen stehen zur Verfügung: I12 und C14.

#### 3.1 Indikationen

Tetric CAD eignet sich für Einzelzahnrestaurationen, d.h. für Veneers, Inlays, Onlays (okklusale Veneers oder Teilkronen) sowie Front- und Seitenzahnkronen.



Abb. 2: Tetric CAD-Onlay (links) und Inlay (rechts)

Durch ihren ausgeprägten Chamäleon-Effekt gliedern sich Tetric CAD-Restaurationen optisch natürlich in die Restzahnsubstanz ein. Aufgrund der Stabilität des Materials lassen sich dünne Wandstärken problemlos umsetzen und die Anwendung minimalinvasiver Präparationstechniken ist möglich. Tetric CAD-Restaurationen besitzen eine gute Polierbarkeit. Sie können intraoral mit Composites wie Tetric EvoCeram oder Tetric EvoFlow repariert werden.

### 3.2 Zusammensetzung

Wie die direkten Composites der Tetric Evo-Linie basiert Tetric CAD auf einer abgestimmten, optimierten Mischung aus vernetzten Dimethacrylaten und anorganischen Füllern.

#### Monomere

Die Matrix eines Composite-Materials besteht aus Monomeren. Tetric CAD enthält die unten angeführten Monomere, die für Dentalanwendungen gebräuchlich sind.

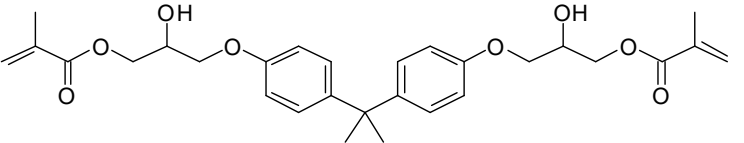
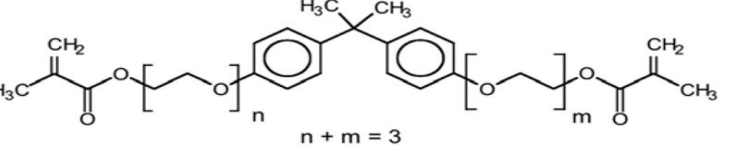
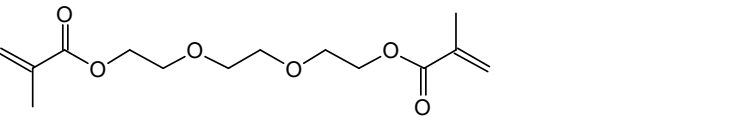
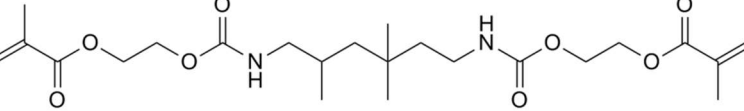
	<p><b>Bis-GMA</b> Bisphenol A-Diglycidyl-Dimethacrylat</p>
	<p><b>Bis-EMA</b> Ethoxyliertes Bisphenol A-Dimethacrylat</p>
	<p><b>TEGDMA</b> Triethylenglykoldimethacrylat</p>
	<p><b>UDMA</b> Urethandimethacrylat</p>

Tabelle: 1: Darstellung der Strukturformeln der Monomere, die in Tetric CAD enthalten sind.

Bis-GMA (Bisphenol A-Diglycidyl-Dimethacrylat) wurde in den 1960er Jahren synthetisiert und eingeführt (1) und ist eines der am häufigsten verwendeten Monomere. UDMA (Urethandimethacrylat) und TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) gehören ebenfalls zu den häufig eingesetzten Monomeren. Bis-EMA ist strukturell vergleichbar mit Bis-GMA, allerdings ohne die beiden Hydroxyl-Gruppen, die für die hohe Viskosität und Wasseraffinität von Bis-GMA verantwortlich sind.

### Füller

Füller machen den grössten Teil des Composites aus. Ihre Aufgabe ist es, die Monomermatrix zu verstärken, für den richtigen Transluzenzgrad zu sorgen und die Volumenschrumpfung während der Polymerisation zu kontrollieren (13). Glasfüller sorgen für einen geringen Verschleiss und gute Poliereigenschaften und somit für geringe Oberflächenrauheit und hohen Glanz. In Tetric CAD wird Barium-Aluminium-Silikatglas mit einer durchschnittlichen Korngrösse von  $< 1 \mu\text{m}$  und Siliziumdioxid mit einer mittleren Korngrösse von  $< 20 \text{ nm}$  eingesetzt.

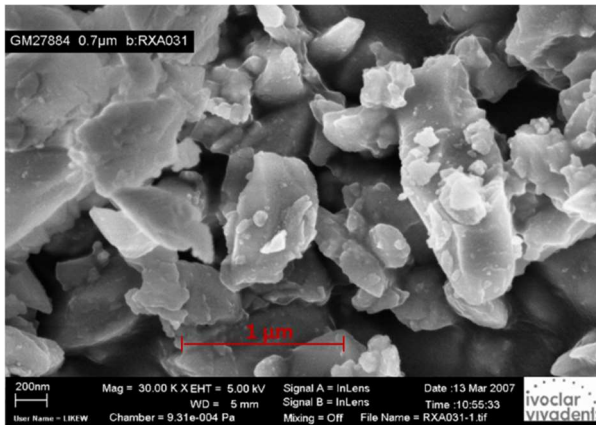


Abb. 3: REM-Aufnahme der Barium-Aluminium-Silikatglas-Füller mit einer mittleren Korngrösse von  $0,7 \mu\text{m}$

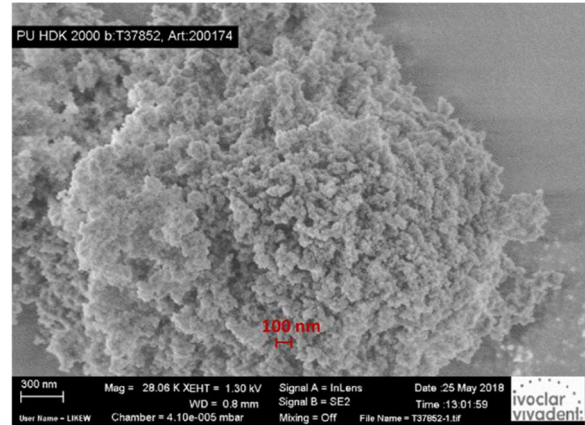


Abb. 4: REM-Aufnahme der Siliziumdioxid-Füller mit einer mittleren Korngrösse von  $0,7 \mu\text{m}$

Sakaguchi und Powers (13) beschrieben die verschiedenen Füllerarten (in Abhängigkeit von der Partikelgrösse), die im Verlauf der Entwicklung der Composite-Materialien eingesetzt wurden:

Füllerart/Klasse	Partikelgrösse
Makrofüller	20-30 $\mu\text{m}$
Hybrid	2-4 $\mu\text{m}$ (feine Partikel) PLUS 0,04 – 0,2 $\mu\text{m}$ (mikrofeine Partikel)
Mikrohybrid	0,04 – 0,2 $\mu\text{m}$ (feine Partikel) PLUS (mikrofeine Partikel/Silika)
Nanofüller	1-100 nm (verschiedene Grössen verteilt über die gesamte Matrix)
Nanohybrid	0,4 - 5 $\mu\text{m}$ (mikroskalige Partikel) UND 1-100 nm (nanoskalige Partikel)

Tab. 2: Composite-Füllstoffklassen nach Partikelgrösse. Quelle: Ronald L. Sakaguchi, John M Powers. Craig's Restorative Dental Materials. 13. Ausgabe Elsevier 2012 (13)

Tetric CAD kann daher als Nanohybrid-Composite für die CAD/CAM-Verarbeitung beschrieben werden, das Bariumglas-Füller ( $< 1 \mu\text{m}$ ) und Siliziumdioxid-Füller ( $< 20 \text{ nm}$ ) enthält.

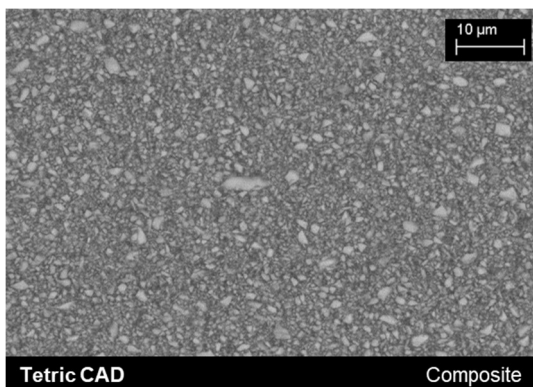


Abb. 5: REM-Aufnahme von Tetric CAD F&E Ivoclar Vivadent Schaan, Dezember 2017

### 3.3 Verarbeitung von Tetric CAD

Auf die Farbbestimmung im Mund folgt der CAD/CAM-Prozess mit Intraoralscan und digitaler Fertigung. Keine nachträgliche Härtung der geschliffenen Restauration ist notwendig. Sie kann extraoral z.B. mit OpraPol auf Hochglanz poliert werden.

Anschliessend erfolgt die Einprobe im Mund mit Glycerin-Gel und wenn nötig entsprechende Anpassungen.

Zur Erzielung einer mechanischen Retention wird die Klebefläche mit 50-100 µm Aluminiumoxid bei einem Druck von 1-1.5 bar sandgestrahlt (Siehe Abschnitt 5.5.1: Scherhaftfestigkeit mit und ohne Sandstrahlen). Weder Flusssäure noch Phosphorsäure eignen sich zur Erzeugung einer retentiven Composite-Oberfläche.

Nach der Reinigung erfolgt die Konditionierung der Restauration mit dem Adhäsiv Adhese Universal. Um Passungsprobleme zu vermeiden, wird das Adhäsiv nicht lichtgehärtet. Die in Adhese Universal vorhandenen Monomere sind in der Lage die Klebefläche der Restauration aus Tetric CAD leicht anzuquellen. Bei der abschliessenden Polymerisation des Befestigungscomposites (Variolink Esthetic) und von Adhese Universal wird dann ein guter Verbund zwischen Restauration und Befestigungscomposite erzielt. Weder die Silanisierflüssigkeit Monobond Plus noch Monobond Etch & Prime eignen sich für die Konditionierung von Tetric CAD. Ihre Monomierzusammensetzung ist auf den Verbund zu Glaskeramik, Oxidkeramik und Metall abgestimmt, jedoch nicht um das Tetric CAD-Material oberflächlich anzuquellen. Daher können diese Produkte keinen ausreichenden Verbund generieren.

Der Zahn, der mit der Tetric CAD-Restauration versorgt wird, wird mit Phosphorsäure, z.B. Total Etch, geätzt. Anschliessend wird mit Wasser gespült und Adhese Universal appliziert, welches lichtgehärtet wird. Die Anwendung der selektiven Schmelzätzung oder der Selbstätztechnik ist ebenfalls möglich.

Variolink Esthetic wird auf die Restauration aufgebracht und die Restauration eingesetzt. Überschüssiges Befestigungsmaterial wird im Allgemeinen mit der Polymerisationslampe vorgehärtet und entfernt. Anschliessend wird das Adhäsiv und das Befestigungsmaterial gemeinsam vollständig ausgehärtet.

Dann wird die Okklusion und die Artikulation überprüft, wenn nötig mit Schleifkörpern Korrekturen angebracht und die Restauration intraoral z.B. mit OpraPol poliert.

Im Gegensatz zu Keramikversorgungen müssen CAD/CAM-gefertigte Composite-Restaurationen adhäsiv eingegliedert werden. D.h. eine Adhäsivschicht muss sich zwischen der Restauration und dem Befestigungsmaterial bzw. zwischen dem Befestigungsmaterial und der natürlichen Zahnschubstanz befinden. Je nach Indikation und Wandstärke der Restauration eignen sich entweder Variolink DC oder Variolink LC. Variolink Esthetic LC kann bei einer Wandstärke von < 2mm und ausreichender Transluzenz und damit ausreichender Lichtdurchlässigkeit (Tetric CAD HT) zur Anwendung kommen. Selbstadhäsive Zemente wie SpeedCEM Plus sind für die Anwendung mit Tetric CAD nicht geeignet.



## 4. Technische Daten zu Tetric CAD

### Zusammensetzung

Inhaltsstoff	Gewichts-%
Bariumglasfüller*	64,0
Siliziumdioxid*	7,1
Dimethacrylate	28,4
Zusatzstoffe & Pigmente	0,5

Gesamtfüllervolumen: ca. 51 Vol.-%)

### Physikalische Eigenschaften

Eigenschaft	Beispielwert	Spezifikation	Standard
Biegefestigkeit (MPa)	273,8	$\geq 100$	ISO 6872:2015
Wasseraufnahme ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	22,5	$\leq 40$	ISO 10477:2004
Wasserlöslichkeit ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ )	0,0	$\leq 7,5$	ISO 10477:2004

## 5. Werkstoffkundliche Untersuchungen / in vitro

In-vitro-Untersuchungen sind die Grundlage für alle werkstoffkundlichen Untersuchungen während der Entwicklungsphase eines Dentalproduktes. Obwohl diese Tests keine Rückschlüsse auf den klinischen Erfolg erlauben, können sie dennoch brauchbare Hinweise darauf liefern und eine effiziente Vergleichsmethode für ähnliche Produkte darstellen. Die gängigen werkstoffkundlichen Untersuchungen im Rahmen der Entwicklung von dentalen Füllungsmaterialien umfassen die Bestimmung der Biegefestigkeit, Elastizität, Verschleissfestigkeit und Polierbarkeit des Materials. Hier werden die Ergebnisse von verschiedenen, entweder bei Ivoclar Vivadent intern (F&E Schaan) und extern durchgeführten Tests aufgeführt.

### 5.1 Biegefestigkeit

Die biaxiale Biegefestigkeit von Tetric CAD und sieben weiteren Composite-Blöcken, darunter Lava Ultimate/3M Espe, Shofu Block HC/Shofu, Vita Enamic/VITA, BRILLIANT Crios/Coltène, CERASMART/GC, LuxaCam Composite/DMG, Grandio blocs/VOCO, wurde getestet. Aus jedem Material wurden Scheiben ( $\varnothing = 12-16$  mm, H = 1,2 mm) hergestellt und bis zum Bruch belastet. Die Prüfkörper wurden bis zum Test trocken gelagert.

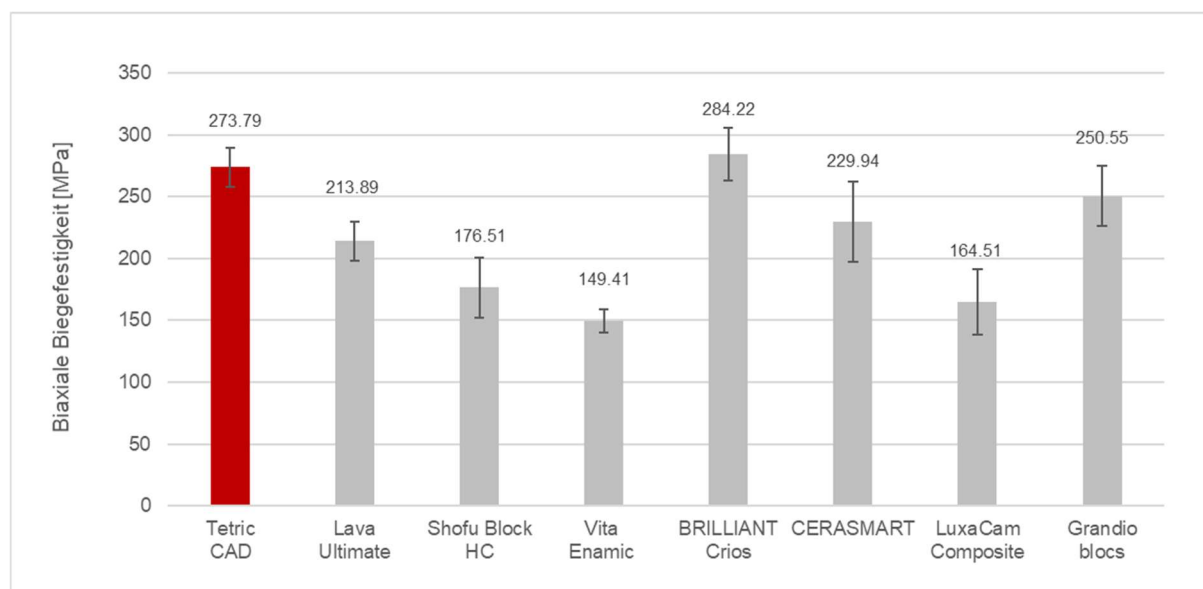


Abb. 6: Vergleich der biaxialen Biegefestigkeit von Tetric CAD mit jener anderer Composite-Blöcke. F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, April 2018

Tetric CAD weist eine hohe Biegefestigkeit von ca. 274 MPa auf. Die Hybridkeramik Vita Enamic zeigte in dieser Studie die geringste Biegefestigkeit.

### 5.2 Elastizitätsmodul

Für die in Abschnitt 5.1 aufgeführten Produkte wurde auch das Elastizitätsmodul (E-Modul) berechnet. Das Elastizitätsmodul ist ein Mass für die Steifigkeit eines festen Körpers, also für den Widerstand, den er der elastischen Verformung durch mechanische Kräfte entgegensetzt. Ein hohes E-Modul weist auf eine hohe Resistenz gegen Verformung hin, also eine hohe Steifigkeit, und ein niedriges E-Modul bedeutet geringen Widerstand gegenüber Verformung und damit hohe Flexibilität.

Aus jedem Material wurden Proben mit parallelen, flachen Seiten und einer Höhe von mindestens 2 mm hergestellt. Das E-Modul wurde auf der Basis der Ergebnisse des Vickershärte-Tests unter Verwendung eines pyramidenförmigen Eindringkörpers (Diamant) bei einer Normalkraft von 49,03 N errechnet. Jeder Probekörper wurde 5 Mal belastet. Das E - Modul beschreibt das Verhältnis von Dehnung zu Spannung und wird in Megapascal (MPa = N/mm<sup>2</sup>) oder Gigapascal (GPa = kN/mm<sup>2</sup>) angegeben.

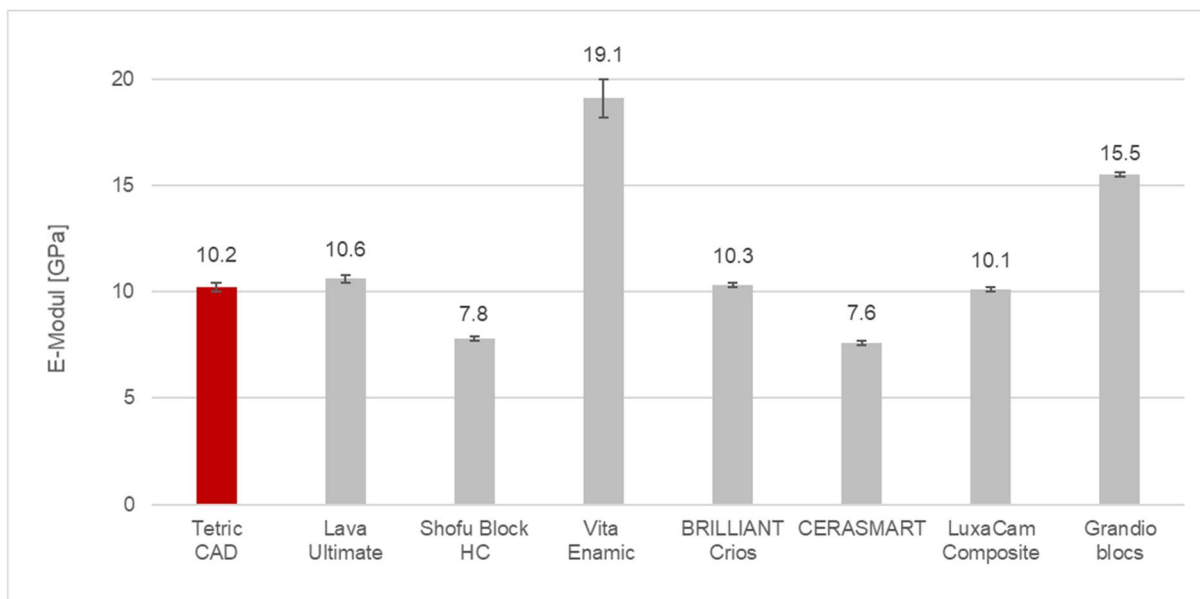


Abb. 7: Vergleich des E-Moduls von Tetric CAD und jenen anderer Composite-Block-Materialien. F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, April 2018

Tetric CAD wies ein ähnliches E-Modul wie die meisten anderen Composite-Block-Materialien auf. Der gemessene Wert von 10 GPa liegt leicht unter jenem des natürlichen Dentins von etwa 15 GPa. Wie erwartet zeigte die Hybridkeramik Vita Enamic ein höheres E-Modul, d.h. eine höhere Steifigkeit, als die Composite-Block-Materialien.

### 5.3 Wasseraufnahme

Die Wasseraufnahme von Tetric CAD und verschiedenen anderen Composite-Block-Materialien wurde ebenfalls gemäss ISO-Standard 10477:2004 bestimmt. Die Proben wurden getrocknet, dann 7 Tage lang in Wasser gelagert und anschliessend wieder getrocknet. Zur Berechnung der Wasseraufnahme wurde die Masse des getrockneten Prüfkörpers (am Ende des Versuchs) von der höheren Masse nach Wasserlagerung abgezogen und durch das Volumen der Probe geteilt.

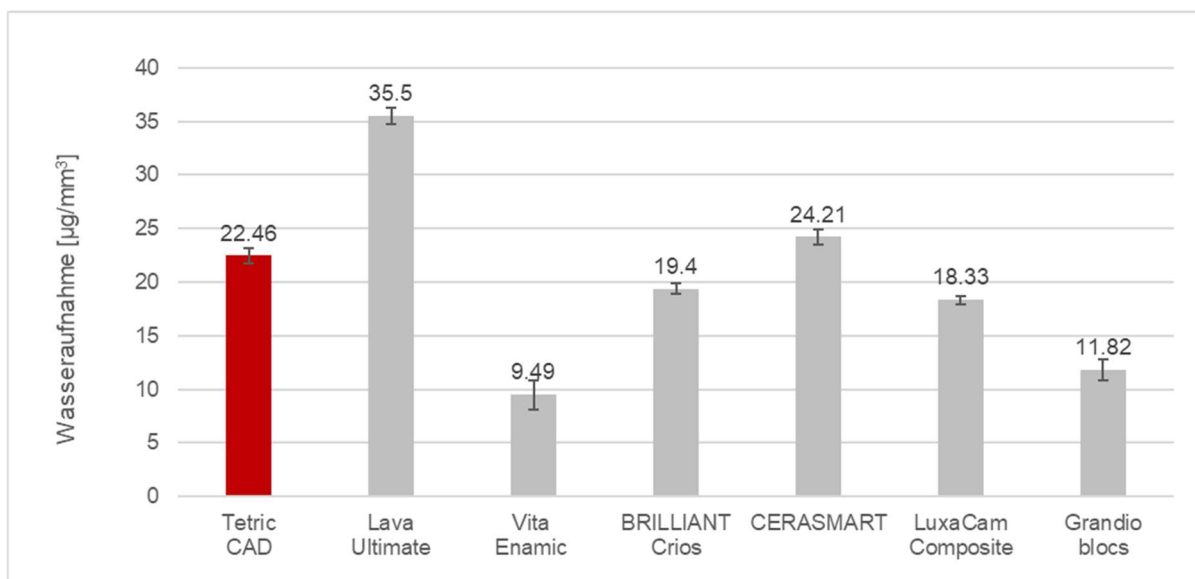


Abb. 8: Vergleich der Wasseraufnahme von Tetric CAD und verschiedenen anderen Composite-Blöcken. F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, April 2018

Die Wasseraufnahmelag bei den meisten Composite-Blöcken einschliesslich Tetric CAD weit unter dem im Standard angegebenen Grenzwert ( $< 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ). Lava Ultimate zeigte in diesem Versuch die höchste Wasseraufnahme.

#### 5.4 Verschleissfestigkeit

Mit Verschleissprüfungen soll der klinische Verschleiss eines Materials im Labor simuliert werden. Zweikörperverschleiss bezieht sich auf den Verschleiss, der vorwiegend von anderen Kräften als den Kaukräften ausgeht, wie z.B. bei Bruxismus, d.h. die physiologische Abnutzung von Zahnschubstanz aufgrund von Zahn-zu-Zahn-Kontakt. Dreikörperverschleiss beinhaltet eine weitere Komponente, d.h. einen Brei aus abrasiven Partikeln. Dreikörperverschleiss-Simulatoren sollen das intraorale Milieu simulieren, wobei der Brei die Rolle der Nahrung während des Kauvorgangs übernimmt (14).

Ivoclar Vivadent misst den Verschleiss mittels einer bewährten Zweikörperverschleissprüfung ohne Abrasivmedium, die im Kausimulator durchgeführt wird. Verschleissprüfungen wurden im Kausimulator durchgeführt. Flache Prüfkörper werden dabei in der Willytec-Maschine 120'000 Kauzyklen mit einer Frequenz von 1,67 Hz und einer Belastung von 50 N unterzogen.



Abb. 9: Willytec-Kausimulator

Ein künstlicher Höcker aus IPS Empress-Keramik dient dabei als Antagonist. Sobald der Antagonist mit dem Prüfkörper in Berührung kommt, wird er 0,7 mm weit horizontal über den Prüfkörper geführt, um die Abnutzung zu simulieren. Die Prüfkörper werden gleichzeitig einer Temperaturwechselbelastung zwischen 5 und 55 °C unterzogen. Der vertikale Substanzverlust wird mithilfe eines 3D-Laserscanners ermittelt.

Ein vertikaler Substanzverlust von weniger als 200  $\mu\text{m}$  wird als niedriger Verschleiss angesehen, 200–300  $\mu\text{m}$  als mittlerer Verschleiss, und ein Wert von mehr als 300  $\mu\text{m}$  gilt als hoher Verschleiss.

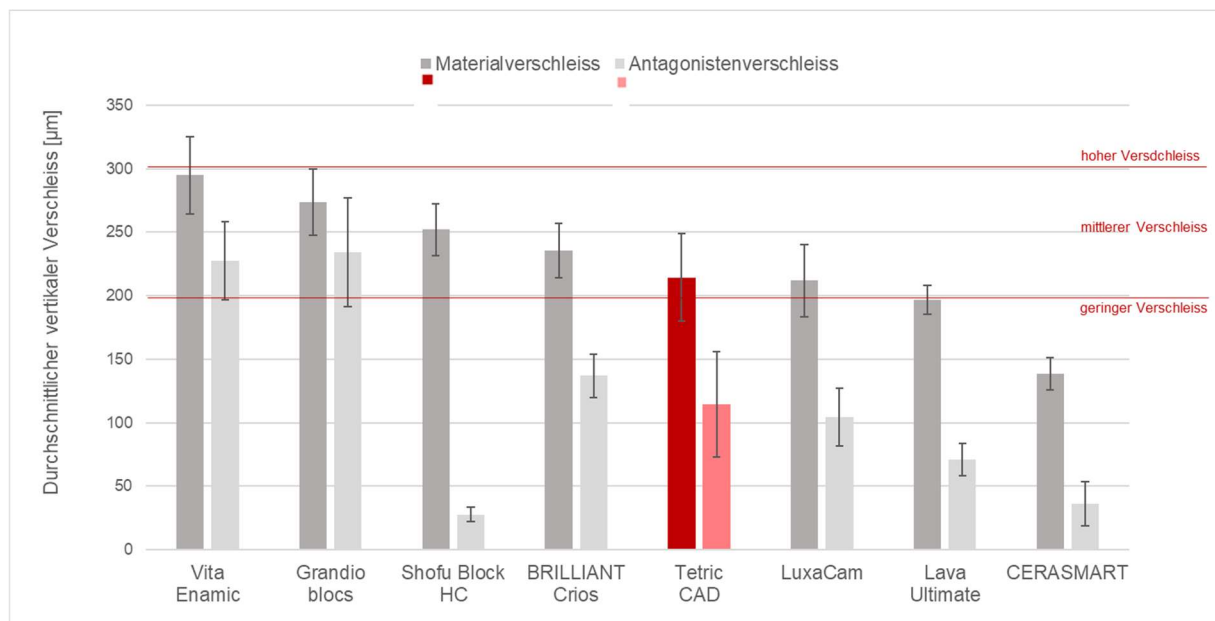


Abb. 10: Vergleich der Verschleissfestigkeit (Willytec-Methode) von verschiedenen Composite-Block-Materialien. F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 6. März 2018

Die Grafik oben zeigt den geringen/mittleren Materialverschleiss von Tetric CAD (215 µm Substanzverlust). Die Hybridkeramik Vita Enamic/VITA zeigte bei diesem Test den höchsten Materialverschleiss und einen vergleichsweise hohen Antagonistenverschleiss.

## 5.5 Scherhafffestigkeit

Scherhafffestigkeitsprüfungen von indirekten Füllungsmaterialien erfolgen im Allgemeinen auf der Basis des unten dargestellten Versuchsaufbaus. Ein aus dem Restaurationsmaterial gefertigter Zylinder wird mit dem zu testenden Adhäsiv und Befestigungsmaterial auf ein Substrat (Zahnschubstanz oder Dentalmaterial) zementiert. Dann wird der Zylinder parallel zur Klebefläche abgeschert. In der im folgenden beschriebenen Untersuchung wurde Tetric CAD in Kunststoff eingebettet und anschliessend die Scherhafffestigkeit durch Abschneiden eines vorpolymerisierten Composite-Zylinders, der mit Variolink Esthetic und Adhese Universal auf Tetric CAD befestigt worden war, bestimmt.

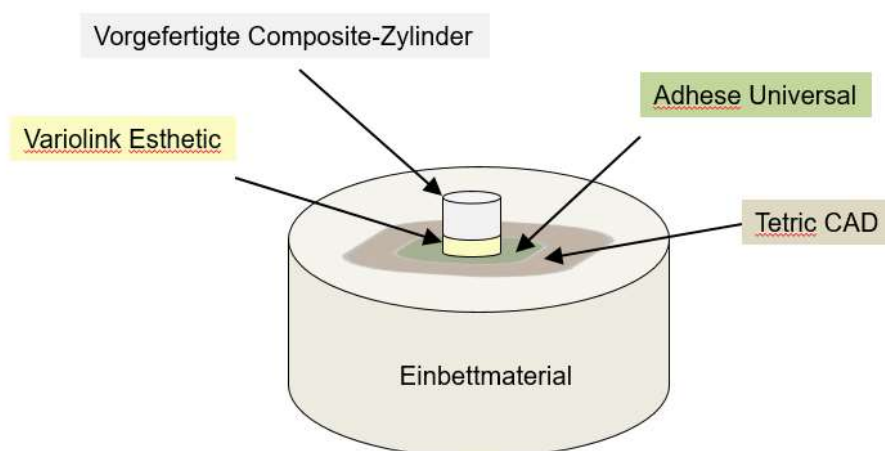


Abb. 11: Schematische Darstellung der Methode zur Messung der Scherhafffestigkeit von indirekten Restaurationen

### 5.5.1 Scherhafffestigkeit mit und ohne Sandstrahlen

Wie weiter oben erwähnt, eignen sich weder Phosphorsäure noch Flusssäure zur Generierung einer retentiven Oberfläche auf Composite-Material. Zur Erzielung einer optimalen mechanischen Retention sollten Tetric CAD-Oberflächen sandgestrahlt werden. Es wird empfohlen, die Klebefläche der Restauration mit 50 - 100 µm Aluminiumoxid bei 1 - 1,5 bar abzustrahlen. Tetric CAD-Restaurationen werden mit Adhese Universal konditioniert und mit Variolink Esthetic eingegliedert.

Zur einfachen Handhabung wurden die Tetric CAD-Blöcke in Kunststoff eingebettet (siehe Graphik oben) und in zwei Gruppen unterteilt. Eine Gruppe wurde wie oben beschrieben sandgestrahlt, während die Oberfläche der anderen Gruppe durch das Bearbeiten mit Sandpapier (p400) für 10 Sekunden aufgeraut wurde.

Die sandgestrahlten Proben wurden im Ultraschallbad 5 Minuten lang mit Ethanol gereinigt, dann mit Ethanol abgespült und anschliessend mit Druckluft getrocknet. Die nicht sandgestrahlten Proben wurden nur mit Ethanol gereinigt. Adhese Universal und Variolink Esthetic wurden gemäss Gebrauchsinformation angewendet. Adhese Universal wurde 20 sec lang in die Oberfläche einmassiert und mit Druckluft getrocknet, aber nicht lichtgehärtet. Dann wurden vopolymerisierte Composite-Zylinder aus Tetric EvoCeram mit Variolink Esthetic DC auf der Tetric CAD-Oberfläche befestigt und zweimal 10 sec lang lichtgehärtet.

Die Graphik zeigt die ausgezeichneten Haftwerte, die erzielt werden, wenn die Tetric CAD-Oberflächen vor der Befestigung sandgestrahlt wurden. Bei längerer Wasserlagerung (37 °C) sank die Scherhafffestigkeit beider Gruppen, das Ausmass war bei der sandgestrahlten Gruppe jedoch geringer.

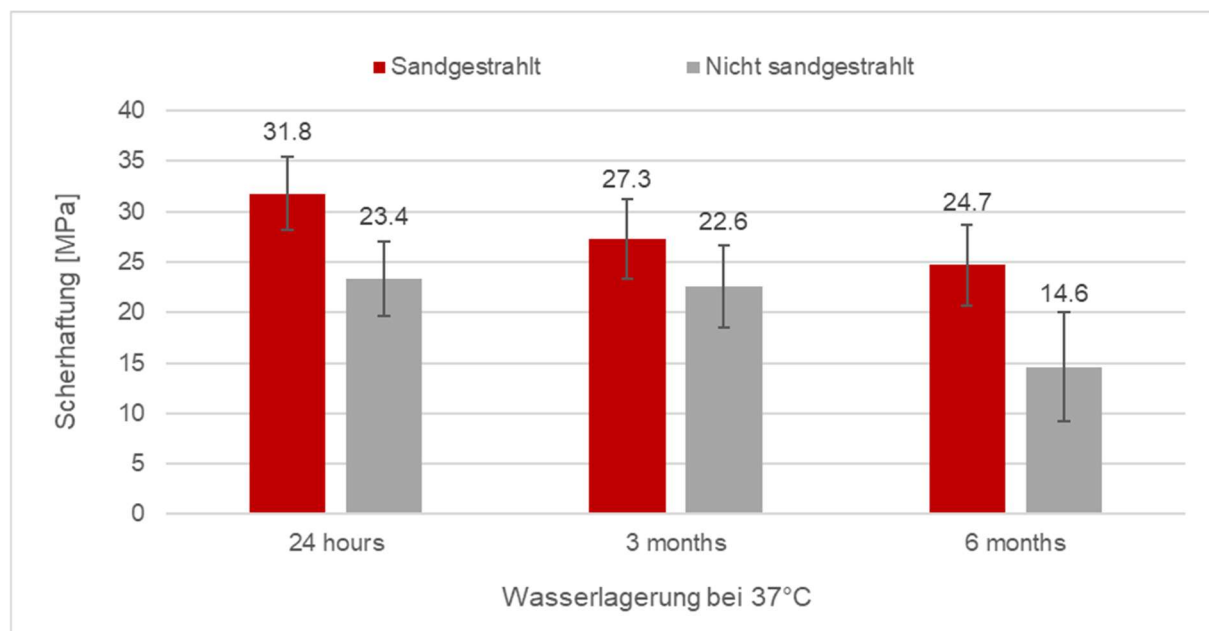


Abb. 12: Scherhafffestigkeit von Tetric CAD in Kombination mit Adhese Universal und Variolink Esthetic DC mit und ohne Sandstrahlen F&E Schaan, Ivoclar Vivadent 2018

Wasserlagerung beeinträchtigte die Haftwerte der sandgestrahlten Gruppen in geringerem Masse als jene der nicht sandgestrahlten Gruppe. Die sandgestrahlte Gruppe übertraf die von Ivoclar Vivadent festgelegten Mindestwert von 15 MPa im Studienzeitraum bei weitem. Die Untersuchung der Bruchart bestätigte diesen Trend ebenfalls. In der sandgestrahlten Gruppe waren die Brüche vorwiegend kohäsiv, während sich in der nicht sandgestrahlten Gruppe, die geringere Scherhaffwerte aufwies, weitgehend adhäsive Brüche ereigneten.

## 5.5.2 Scherhaftfestigkeit und Wasserlagerung

### Langfristige Haftwerte von CAD/CAM-Composite in Kombination mit einem Universal-Adhäsiv

*M. Barbisch, T. Bock, T. Köhler, N. Schneller, T. Milosovac. F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. Poster IADR London 2018 (15)*

#### Ziel

Beurteilung der Auswirkungen von Wasserlagerung (zur Simulation der klinischen Situation im Mund) auf die Scherhaftfestigkeit von Tetric CAD in Kombination mit Adhese Universal und Variolink Esthetic DC

#### Methoden

Tetric CAD-Blöcke wurden mit 50 µm Aluminiumoxid bei 1,5 bar sandgestrahlt, bis die Materialoberfläche ein mattes Aussehen hatten. Anschliessend wurden Adhese Universal appliziert und 20 sec mit einem Microbrush in die Oberfläche einmassiert. Die Adhäsivschicht wurde mit Druckluft (4 bar) getrocknet. Die Proben wurden in der Einspannvorrichtung montiert und Variolink Esthetic DC wurde über die Vorrichtung auf die Klebefläche appliziert. Anschliessend wurden Proben mit einer Bluephase Style bei 1200 mW/cm<sup>2</sup> durch einen Tetric CAD Probekörper hindurch (3 mm, MT A3,5) 30 sec lang lichtgehärtet. Die Proben wurden für 24 Stunden, 3 Monate und 6 Monate bei 37 °C in Wasser gelagert und somit einer künstlichen Alterung unterzogen. Anschliessend erfolgte die Scherhaftprüfung in einer ZWICK-ROELL-Maschine bei einer Traversengeschwindigkeit von 1 mm/sec.

#### Ergebnisse

Die Scherhaftprüfung wurde gemäss ISO 29022 durchgeführt.

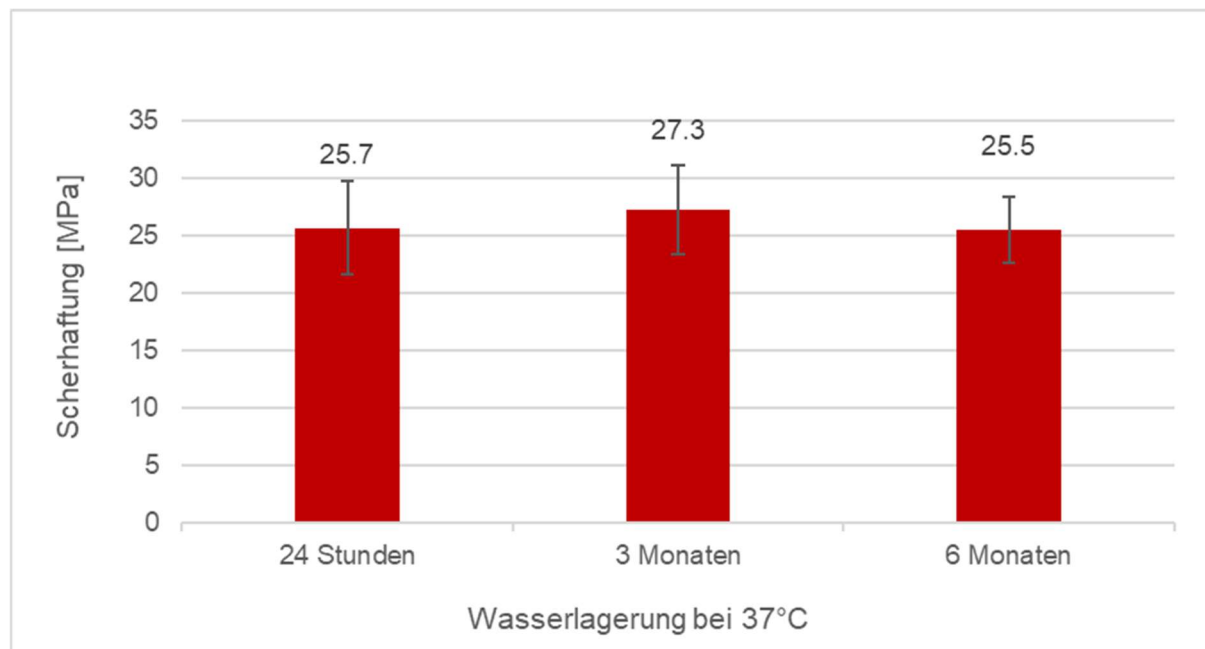


Abb. 13: Scherhaftfestigkeit zwischen Variolink Esthetic und Tetric CAD nach 6 Monaten Wasserlagerung M. Barbisch, Poster IADR 2018 (15)

Die Grafik unten zeigt, dass mit Adhese Universal und Variolink Esthetic DC auf sandgestrahltem Tetric CAD hohe Haftwerte erzielt werden können, die mindestens 6 Monate lang stabil bleiben. Die Lagerdauer hatte keine erkennbaren Auswirkungen auf die Haftfestigkeit.

## Schlussfolgerung

Die gemessenen Scherhaftwerte lagen weit über der von Ivoclar Vivadent spezifizierten Mindestwert von 15 MPa und blieben auch während der 6-monatigen Wasserlagerung auf einem hohen Niveau.

## 5.6 Bruchbeständigkeit

### Aus Composite-Blöcken gefertigte Molarenkronen: Bruchbeständigkeit nach 90 Tagen Lagerung und Temperatur-Wechselbelastung/mechanischer Belastung

*M. Rosentritt, Universitätsklinikum Regensburg, Deutschland, 2017 (16)*

#### Ziel

Untersuchung der Bruchfestigkeit von auf menschlichen Molaren befestigten Tetric CAD-Kronen nach künstlicher Alterung vergleichbar mit einem klinischen Einsatz von 5 Jahren

#### Methoden

Die Wurzeln menschlicher Zähne wurden mit einer Schicht Polyetherabformmaterial (1mm Dicke) beschichtet, um die Elastizität des menschlichen Parodontiums (Zahnhalteapparates) zu simulieren. Die Zähne wurden danach in PMMA fixiert und auf zwei verschiedene Arten präpariert.

- Gute Präparation: retentiv, H = 6 - 8 mm, Winkel = 6 - 8°, Spalt = 100 µm.
- Worst Case: nicht retentiv, H = 3.5 - 4 mm, Winkel 10 - 15°, Spalt = 250 µm.

80 Molarenkronen (n=8 pro Material und pro Präparationsart) wurden aus den Materialien Shofu Block HC/Shofu, Lava Ultimate/3M Espe, Grandio blocs/Voco hergestellt und mit Tetric CAD verglichen. Die Klebeflächen der Proben wurden sandgestrahlt und anschliessend die vom Hersteller empfohlene adhäsive Befestigungstechnik angewendet. Zwei Gruppen von Tetric CAD-Proben wurden untersucht - eine wurde sandgestrahlt (wie angegeben), während die andere unbehandelt blieb.

Die Kronen wurden 90 Tage lang in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert und dann einer Temperatur-Wechselbelastung/mechanischen Belastung unterzogen (TCML: 2 x 3000 x 5°C/55°C). Die Bruchlast wurde in einer Universalprüfmaschine mittels mechanischer Belastung bis zum Bruch bestimmt. Die Last wurde mithilfe einer Stahlkugel (Ø =12 mm, Traversengeschwindigkeit = 1 mm/min) in der Mitte der Restaurationen aufgebracht.

#### Ergebnisse

8 der ursprünglich 80 Kronen konnten keiner bruchmechanischen Prüfung bzw. statistischen Analyse unterzogen werden. Bei 4 der Tetric CAD-Kronen aus der sandgestrahlten Gruppe kam es während der Wasserlagerung zu einer Dezementierung, und bei 4 Lava Ultimate-Kronen aus der Worst-Case-Gruppe kam es zu einer Dezementierung während der TCML-Phase.



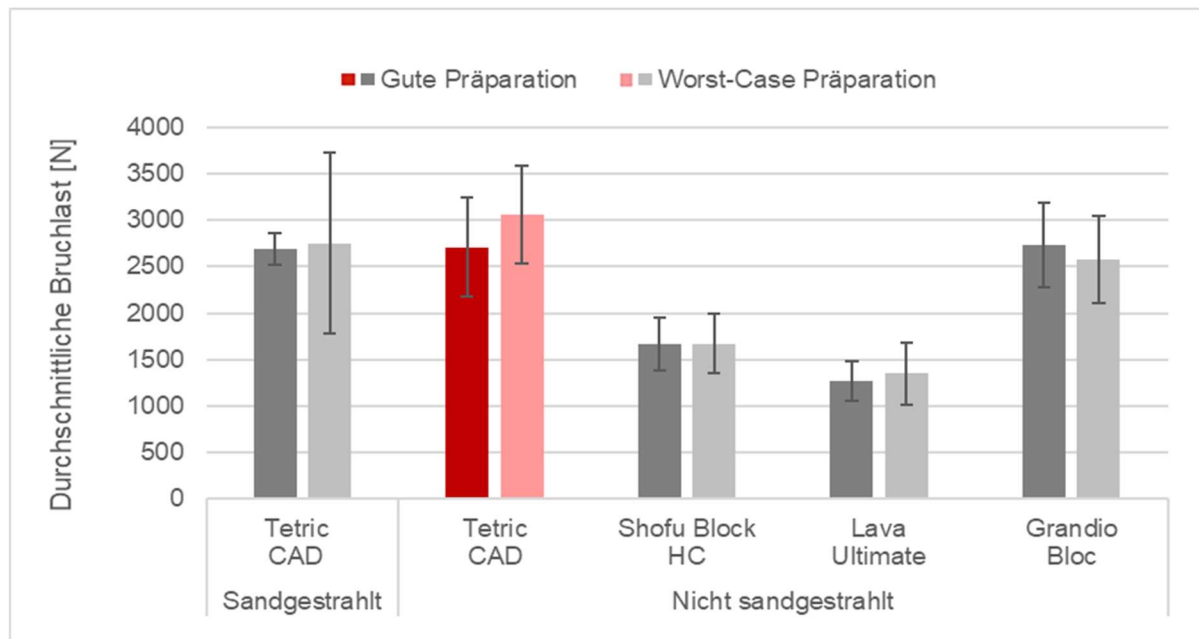


Abb. 14: Durchschnittliche Bruchlast nach Wasserlagerung und Temperatur-Wechselbelastung/mechanischer Belastung von verschiedenen Composite-Block-Materialien. Rosentritt 2017 (16)

Bei keinem Produkt wurde ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen guter und Worst-Case-Präparation festgestellt.

Tetric CAD- (mit oder ohne Sandstrahlen) und Grandio blocs-Kronen zeigten signifikant höhere Bruchlastwerte als Shofu Block HC- und Lava Ultimate-Kronen. Die Frakturresistenz von Tetric CAD war signifikant höher in der sandgestrahlten Gruppe als in der nicht sandgestrahlten Gruppe.

### Schlussfolgerung

Die Überlebenswahrscheinlichkeit und Stabilität von Tetric CAD scheint für die klinische Anwendung ausreichend, sogar bei nicht retentiver, d.h. Worst-Case-Präparation. Die Dezentierung schien sowohl vom Material als auch von der Präparation abhängig zu sein und trat nur in der nicht sandgestrahlten Tetric CAD-Gruppe und der Lava Ultimate-Gruppe (Worst-Case-Präparation) auf. Anrauen der Materialoberfläche, d.h. Sandstrahlen, ist daher ein notwendiger Schritt.

### 5.7 Polierbarkeit

Die Politur ist ein entscheidender Schritt im Rahmen einer restaurativen Behandlung. Ein ansprechender Oberflächenglanz ist für den klinischen Erfolg und das ästhetische Aussehen von direkten und indirekten Composite-Restaurationen entscheidend.

Restaurationsoberflächen, die im Vergleich zur restlichen Bezahnung zu matt sind, sehen unästhetisch aus und neigen eher zu Verfärbungen und Plaqueansammlungen.



Abb. 15: Tetric CAD: Unpoliert direkt nach dem Schleifvorgang (links) und nach Politur mit OpraPol (rechts)

Um die Polierbarkeit von Tetric CAD quantitativ zu untersuchen, wurden Oberflächenglanz- und Rauheitstests durchgeführt. 8 Proben wurden aus Tetric CAD und 7 weiteren Composite-Block-Materialien hergestellt. Die Proben wurden mit Sandpapier (320er) angeraut, um eine definierte, initiale Oberflächenrauheit zu erzeugen. Vita Enamic/VITA wurde mit einem feinkörnigen Diamanten (Intensiv/Swiss Dental Products, 10'000 U/min/nass/2N) angeraut.

Die Proben wurden an einem trockenen Ort bei 37 °C für 24 Stunden gelagert. Anschliessend wurde ihr Glanz mit einem Novo-Curve-Glossmeter gemessen und die Oberflächenrauheit mit einem FRT MicroProf-Messgerät bestimmt.

Die Proben wurden dann mit OpraPol-Polierern unter Wasserkühlung bei einem Druck von 2 N und 10'000 U/min poliert. Die Dauer des Poliervorgangs betrug insgesamt 30 sec. Die Messung des Oberflächenglanzes und der Oberflächenrauheit (Ra) erfolgte in 10-Sekunden-Intervallen.

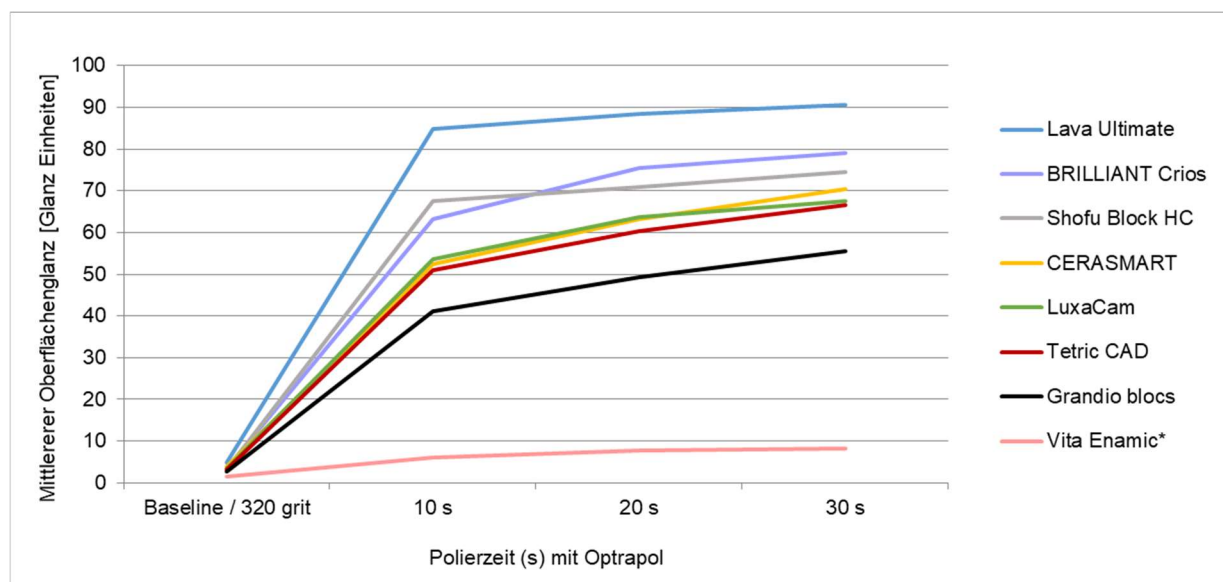


Abb. 16: Durchschnittlicher Oberflächenglanz von verschiedenen Composite-Block-Materialien nach Politur mit OpraPol von 30 sec (Prälinik, F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, April 2018)

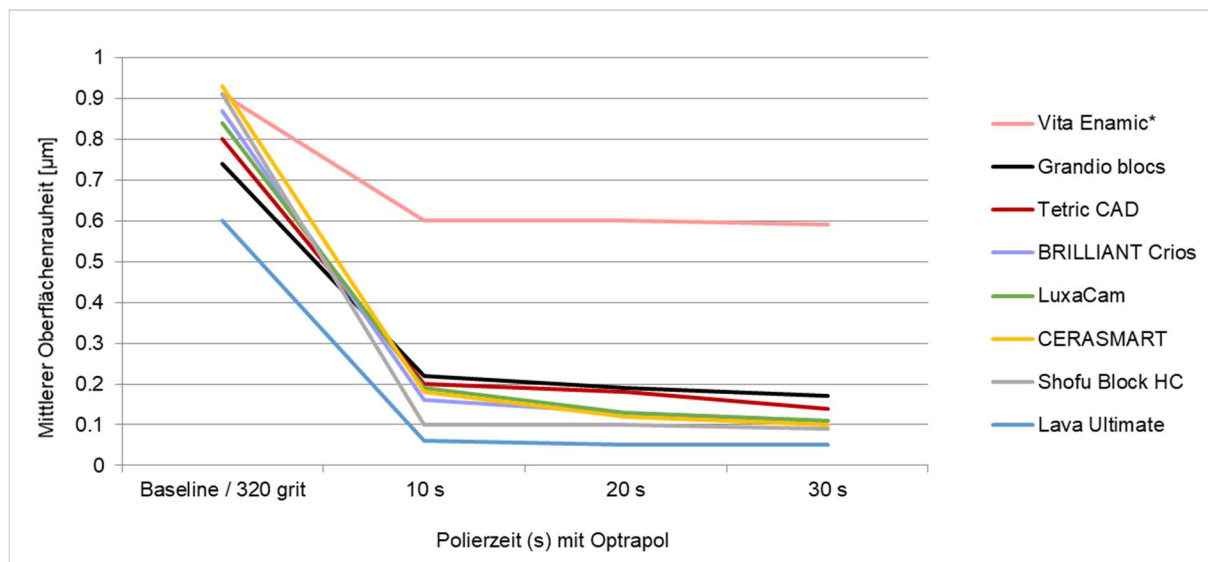


Abb. 17: Durchschnittliche Oberflächenrauheit von verschiedenen Composite-Block-Materialien nach einer Politur mit Optrapol von 30 sec. (Präklinik, F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, April 2018)

\*Angeraut mit einem feinkörnigen Diamantbohrer bei 10'000 U/min/nass/2N

Wie in der Grafik oben dargestellt, lag die Polierbarkeit von Tetric CAD im Mittelfeld. Eine durchschnittliche Oberflächenrauheit von  $<0.1 \mu\text{m}$  bedeutet ausgezeichnete Polierbarkeit,  $<0.2 \mu\text{m}$  gute Polierbarkeit, ein Wert zwischen  $0.2 - 0.4 \mu\text{m}$  mittlere Polierbarkeit und  $>0.4 \mu\text{m}$  schlechte Polierbarkeit.

Tetric CAD wies nach 10 s Politur eine gute Polierbarkeit auf, ein Ergebnis, das sich im Verlauf der 30 s noch verbesserte. Vita Enamic/VITA zeigte in dieser Untersuchung die schlechteste Polierbarkeit mit den niedrigsten Glanz- und höchsten Rauheitswerten.

## 5.8 Schlussfolgerung

Tetric CAD besitzt gute mechanische Eigenschaften, speziell was die Biegefestigkeit, das E-Modul, die Wasseraufnahme, den Verschleiss und die Polierbarkeit betrifft. Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfungen zeigen, wie wichtig das Sandstrahlen der Klebefläche ist.

## 6. Klinischer Fall

Es gibt derzeit relativ wenige klinische Studien zu Composite-Block-Materialien. Fasbinder et al untersuchten den ursprünglichen Paradigm-Block (3M Espe) in der Indikation "CAD/CAM-gefertigte Inlays" und verglichen ihn mit den Keramikblöcken Vitablocs II (VITA). Drei Jahre nach Eingliederung der Restaurationen kamen die Autoren zum Schluss, dass die Composite-Inlays über alle untersuchten USPHS-Kriterien hinweg ein ebenso gutes Verhalten zeigten wie die Keramikinlays. Gleichzeitig verweisen sie auf die klinischen Vorteile des Composite-Materials in Bezug auf Frakturresistenz und Farbübereinstimmung.

Die folgende Studie der Universität München beschäftigte sich mit der Ästhetik, die mit Tetric CAD erzielbar ist.

### Optische Beurteilung des Tetric CAD Composite-Blocks für die CAD/CAM-Verarbeitung

**J. Schweiger, D. Edelhoff. Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität München, Deutschland** (18)

Mittels CAD/CAM-Technologie wurden 4 Kronen/Onlays zur Versorgung von Prämolaren und Molaren im dritten Quadrant hergestellt. Die Restaurationen für die Zähne 34 bis 37 wurden aus Tetric CAD HT-Blöcken in den Farben A2 und A3 gefertigt.

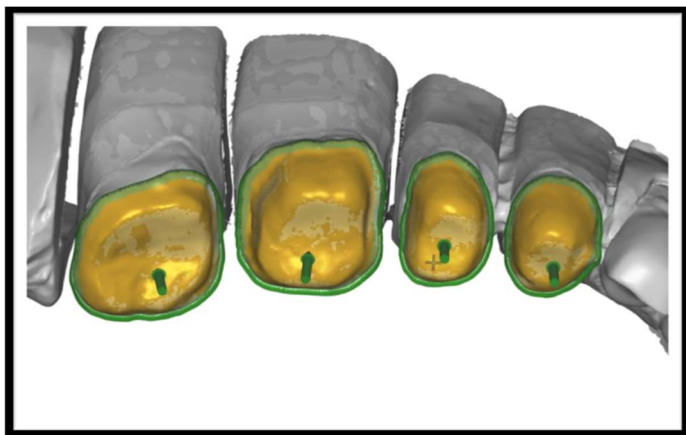


Abb. 18: CAD-Design mit der ExoCAD-Software: Präparierte Stümpfe



Abb. 19: CAD-Design mit der ExoCAD-Software: Okklusale Ansicht der Restaurationen

Die Restaurationen wurden mit der Dentsply Sirona CEREC MCXL im Extrafein-Modus gefertigt. Das Schleifergebnis war sehr gut. Es kam zu keinen Absplitterungen im Randbereich. Die Klebeflächen wurden mit 50 µm Aluminiumoxid bei 1 bar sandgestrahlt. Die polierten Oberflächen hatten ein homogenes, glattes, glänzendes Aussehen und wiesen eine ausgezeichnete Transluzenz auf.



Abb. 20: Fertiggestellte Tetric CAD-Restauration in Durchlicht



Abb. 21: Klinische Ausgangssituation: die Zähne 34 bis 37 wiesen beträchtliche Attrition und Abrasion auf.



Abb. 22: Einprobe der Onlays und Kronen mit Variolink Esthetic Try-In in der Farbe «Warm»

### Schlussfolgerung

Die Ästhetik von Tetric CAD wurde sowohl im Hinblick auf den Glanz als auch die Transluzenz, mit sehr gut bewertet. Dies illustriert den Chamäleon-Effekt des Materials.

## 7. Biokompatibilität

Um das Biokompatibilitätsrisiko gleich von Beginn an zu minimieren, werden möglichst Rohmaterialien verwendet, die bereits in anderen Dentalmaterialien eingesetzt werden und die sich in vivo als sicher erwiesen haben.

Tetric CAD ist ein vorpolymerisiertes Composite-Block-Material, das vergleichbare Monomere und Füller enthält wie andere Composite-Materialien der Tetric Evo-Familie. Diese Materialien sind branchenüblich und bereits umfassend untersucht worden.

Verschiedene Biokompatibilitätstests wurden mit aus Tetric CAD gefrästen Scheibchen durchgeführt. Die Extrakte wurden gemäss EN ISO 10993-1 2009 gewonnen.

### 7.1 Zytotoxizität

Zytotoxizität ist die zellschädigende Wirkung einer Substanz oder eines Substanzgemisches.

Im sogenannten XTT-Zytotoxizitätstest wird in Zellkultur untersucht, ob eine Substanz Zelltod oder Hemmung der Zellvermehrung auslöst. Der XTT<sub>50</sub>-Wert ist dabei die Konzentration einer Substanz, die die Zellzahl auf die Hälfte reduziert. Je geringer die XTT<sub>50</sub>-Konzentration, desto zellschädigender ist eine Substanz. An einem unabhängigen Testinstitut wurde ein XTT-Test mit Extrakten von Tetric CAD (in verschiedenen Konzentrationen) durchgeführt. Diese Extrakte zeigten in keiner Konzentration eine Zytotoxizität und es konnte daher kein XTT<sub>50</sub>-Wert errechnet werden. (19)

### 7.2 Irritation oder intrakutane Reaktivität

Da unverdünnte Extrakte von Tetric CAD keine Zytotoxizität aufwiesen, kann davon ausgegangen werden, dass das Risiko, dass Tetric Irritationen hervorruft, sehr gering ist. Tetric CAD enthält bewährte Inhaltsstoffe, die bereits in ähnlichen Produkten eingesetzt werden. In Tetric CAD sind sie in polymerisiertem Zustand enthalten.

### 7.3 Hypersensibilität und Sensibilisierung

Tetric CAD enthält Dimethacrylate, die eine reizende Wirkung haben und eine Sensibilisierung auf Methacrylate auslösen. Diese wiederum kann zu einer allergischen Kontaktdermatitis führen. Während in Patienten allergische Reaktionen äusserst selten sind, werden solche Reaktionen beim dentalen Fachpersonal, das täglich mit unausgehärtetem Composite-Material zu tun hat, beobachtet (20). Da Tetric CAD in polymerisiertem Zustand geliefert und angewendet wird, ist das Risiko einer Sensibilisierung zu vernachlässigen.

### 7.4 Genotoxizität

Mutagenizitätstests sind ein anerkanntes Mittel zur Bestimmung des potenziellen Genotoxizitätsrisikos eines Materials/einer Substanz. Der bekannteste Mutagenizitätstest ist der Ames-Test, ein Bakterien-Rückmutations-Test, der gewöhnlich Salmonella typhimurium- bzw. Escherichia coli-Stämme verwendet.

Ein Ames-Test wurde an einem unabhängigen Testinstitut durchgeführt und ergab, dass Extrakte von Tetric CAD nicht mutagen sind. Das heisst, dass die Tetric CAD-Extrakte im Genom der verwendeten Stämme keine Genmutationen durch Basenpaaränderungen oder Frameshifts auslösten. (21)

## **7.5 Schlussfolgerung**

Nach dem heutigen Wissenstand lassen die toxikologische Untersuchungen von Tetric CAD darauf schliessen, dass das Material ein hohes Mass an Sicherheit bietet, das sogar höher ist als jenes von etablierten Composite-Füllungsmaterialien, die in ungehärtetem Zustand appliziert werden. Die klinischen Erfahrungen mit Composite-Blöcken reichen bis 2000 zurück. Bis zum heutigen Zeitpunkt liegen keine Berichte zu unerwünschten Wirkungen hinsichtlich der Biokompatibilität vor. Nach dem gegenwärtigen Wissenstand stellt Tetric CAD bei bestimmungsgemässer Verwendung kein Risiko für den Patienten, den Behandler oder Dritte dar. Die Vorteile des Produktes überwiegen ein mögliches Restrisiko.

## 8. Literatur

1. Hopfauf S. SR Adoro - A modern indirect composite. R&D Report No. 15, August 2004: Ivoclar Vivadent AG
2. Bowen R L. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction produce to Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962: Patent no. 3066112
3. Touati B, Pissis P. Bonded inlays of composite resins. Cah Prothese 1984: 12 (48): 29-59 (French)
4. Mörmann W H, Ameye C, Lutz F. Komposit Inlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiss. Dtsch Zahnärztl Z. 1982: 37: 438-441
5. Miara P. Aesthetic Guidelines for second generation indirect inlay and onlay composite restorations. Pract Periodont Aesthet Dent 1998: 10 (4): 423-431
6. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res 2014: 93 (12): 1232-1234
7. Fasbinder D. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent. 2010: Nov-Dec; 31 (9): 702-4, 706, 708-9
8. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD/CAM blocks: State of the art of indirect composites. J Dent Res 2016: 95 (5) 487-495
9. Fasbinder D. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compendium 2002: Vol 23, No 10: 911-922
10. Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. Dent Mater 2015: 31 (12) e279-e288
11. Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. J Dent 2010: 38:16-22
12. Moraes RR, Goncalves LS, Ogliari FA, Piva E, Sinhoreti A, Correr-Sobrinho L. Development of dental resin luting agents based on Bis-EMS4: bond strength evaluation. eXPRESS Polymer Letters 2008; Vol 2. No 2: 88-92. Available online at [www.expresspolymlett.com](http://www.expresspolymlett.com) DOI: 10.3144/expresspolymlett.2008.12
13. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 2012. 13<sup>th</sup> Edition
14. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater 2006: 22: 693–701
15. Barbisch M, Bock T, Köhler T, Schneller N, Milosovac T. Long term bond strength of CAD/CAM composite samples and a universal adhesive. IADR abstract, London 2018
16. Rosentritt M. CAD/CAM composite molar crowns: Fracture resistance after 90 days' storage and thermocycling/mechanical loading. University Clinic Regensburg, Germany. 2017. Study Report for Ivoclar Vivadent. Data on file
17. Fasbinder D, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. JADA 2005: Vol 136:1714-1723
18. Schweiger J, Edelhoff D. Kurzbericht zu einem neuen CAD/CAM-Composite-Material der Firma Ivoclar Vivadent. Report for Ivoclar Vivadent. Data on file
19. Naumann S. CAD Block A3 HT: Cytotoxicity Assay in vitro (XTT-Test) – Extracts. ENVIGO Study Number: 1846813 (2017). Report for Ivoclar Vivadent. Data on file
20. Kiec-Swiercynska M. Occupational allergic contact dermatitis due to acrylates in Lodz. Contact Derm 1996: 34: 419-422
21. Chang S. CAD Block A3 HT: Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. ENVIGO Study Number 1846814 (2017). Report for Ivoclar Vivadent. Daten erhältlich



---

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten („Informationen“). Die Dokumentation und die Informationen sind allein für den internen Gebrauch von Ivoclar Vivadent AG und externen Ivoclar Vivadent-Partnern bestimmt. Sie sind für keinen anderen Verwendungszweck vorgesehen. Obwohl wir annehmen, dass die Informationen auf dem neuesten Stand sind, haben wir sie nicht alle überprüft und können und werden nicht für ihre Genauigkeit, ihren Wahrheitsgehalt oder ihre Zuverlässigkeit garantieren. Für den Gebrauch der Informationen wird keine Haftung übernommen, auch wenn wir gegenteilige Informationen erhalten. Der Gebrauch der Informationen geschieht auf eigenes Risiko. Sie werden Ihnen „wie erhalten“ zur Verfügung gestellt, ohne explizite oder implizite Garantie betreffend Brauchbarkeit oder Eignung (ohne Einschränkung) für einen bestimmten Zweck

The information is made available free of charge. Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir noch eine mit uns verbundene Partei kann für etwaige direkte, indirekte, mittelbare oder spezifische Schäden (inklusive aber nicht ausschliesslich Schäden auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbare Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG  
Forschung und Entwicklung  
Wissenschaftlicher Dienst  
Bendererstrasse 2  
FL - 9494 Schaan  
Liechtenstein

Inhalt: Joanna-C. Todd  
Stand: Juli 2018

---