

Eine ausgewogene Chemie mit beeindruckenden Materialeigenschaften:

- **Klinisch bewährt**
Mehr als 85'000'000 Tetric EvoCeram®-Restaurationen weltweit
- **Polymerisation „On Demand“ (POD)**
Material lange verarbeitbar, in kurzer Zeit polymerisiert
- **Natürliche Farbanpassung**
Abgestimmte Lichtbrechungsindices von Füller, Monomer und Nano-Farbpigmenten



Tetric EvoCeram®

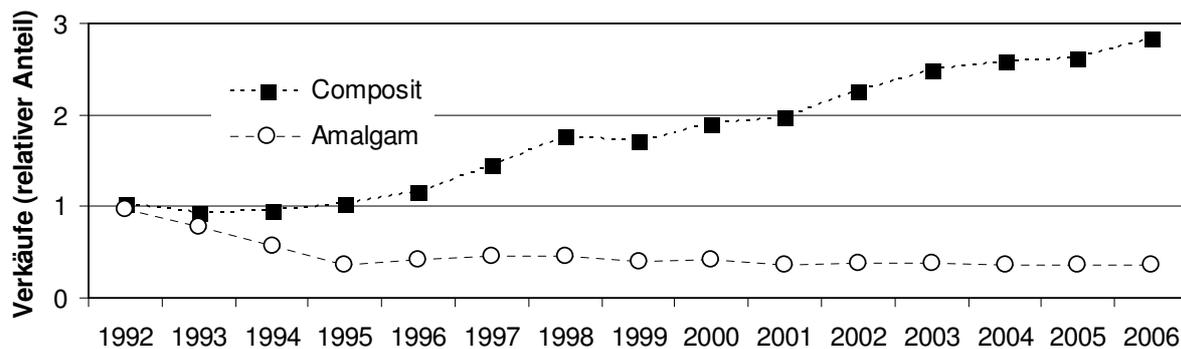
Wissenschaftliche Dokumentation

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	3
1.1 Kurzer Überblick über die Geschichte der Composites.....	3
1.2 Tetric EvoCeram – die Evolution in der Composite-Technologie.....	6
1.3 Tetric EvoFlow – die ideale Ergänzung zu Tetric EvoCeram.....	7
2. Technische Daten	8
3. Physikalische Untersuchungen	10
3.1 Ermüdungsfestigkeit	10
3.2 Oberflächenrauigkeit und Glanz als Funktion der Polierzeit.....	10
3.3 Untersuchung der Poliereigenschaften – University of Texas, USA	12
3.4 Verschleiss in der Willytec Kaumaschine mit Empress Antagonisten	13
3.5 Kontaktabrasion	15
3.6 Verschleiss – OHSU Methode	15
3.7 Polymerisationsschrumpfung - Quecksilber-Dilatometer	15
3.8 Polymerisationsschrumpfung – Auftriebsmessungen.....	16
3.9 Polymerisationsschrumpfung – Linometer	16
3.10 Polymerisationsschrumpfung - fließfähige Composites.....	17
3.11 Schrumpfstress - fließfähige Composites	17
3.12 Randverhalten in zylindrischen Kavitäten in Dentin	18
3.13 Randqualität in Klasse V Kavitäten	18
3.14 Bewertung der Handlungseigenschaften durch praktizierende Zahnärzte.....	19
4. Klinische Untersuchungen	21
4.1 Prof. Dr. Paul Lambrechts, Universität Leuven, Belgien.....	21
4.2 Dr. Carlos Munoz, Dr. James Dunn, Loma Linda University, Kalifornien, USA.....	22
4.3 Prof. Dr. Antonio Cerutti, Universität Brescia, Italien	23
4.4 Dr. Arnd Peschke, F&E Klinik, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	24
4.5 Prof. Dr. van Dijken, Universität Umea, Schweden – erste Studie	25
4.6 Prof. Dr. van Dijken, Universität Umea, Schweden – zweite Studie.....	26
4.7 Dr. Christian Gernhardt, Prof. Dr. H.-G. Schaller, Universität Halle, Deutschland	27
4.8 Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer, Universität Tübingen, Deutschland.....	28
4.9 Dr. Mark A. Latta, Creighton University School of Dentistry, Nebraska, USA	29
4.10 Prof. Dr. Reinhard Hickel, Dr. Jürgen Manhart, Universität München, Deutschland	30
5. Toxikologische Daten.....	31
5.1 Zytotoxizität	31
5.2 Mutagenität	31
5.3 Schlussfolgerungen.....	31
6. Literatur	32

1. Einleitung

Composites sind in den sechziger Jahren in die Zahnmedizin eingeführt worden [1]. Die ersten Dentalcomposites kamen hauptsächlich im Frontzahnbereich zum Einsatz, wo Amalgamfüllungen aufgrund ihrer Farbe einen Nachteil darstellten. Seit der Einführung von leistungsfähigen Dentin-Bonding-Systemen Anfang der neunziger Jahre werden Composites zunehmend als universelle Füllungsmaterialien eingesetzt. Die Forderung nach unsichtbaren ästhetischen Restaurationen hat zu einer Zunahme in der Nachfrage für Composite-Materialien und zu einem entsprechenden Rückgang beim Verbrauch von Amalgam geführt.



Verkäufe von Amalgam und Composite in Deutschland. Quelle: GfK Healthcare, Nürnberg, Deutschland

Diese Entwicklung ist in den 90er Jahren durch die Amalgamdebatte in der Öffentlichkeit zusätzlich beschleunigt worden. Ausdrücke wie 'Amalgamersatz' [2,3] oder 'Amalgam alternative' [4], die anfänglich oft für Composites verwendet worden sind, sind bezeichnend für diesen Trend. Über die Frage, ob nun besser Amalgam oder Composite benutzt werden soll, wird bis heute noch debattiert. Trotzdem finden Composites als Material der ersten Wahl für die direkte adhäsive Restaurationstherapie allmählich auf breiter Basis Akzeptanz.

Natürlich hat nicht nur der Patientenwunsch nach unsichtbaren ästhetischen Restaurationen und die mangelnde Akzeptanz von Amalgam zur Erfolgsgeschichte der Composites beigetragen. Diese Entwicklung ist auch auf die kontinuierliche Weiterentwicklung der Dentalwerkstoffe zurückzuführen, die zu klinisch zuverlässigen Schmelz-/Dentin-Adhäsiven und zu Composite-Materialien mit den notwendigen physikalischen Qualitäten, ästhetischen Möglichkeiten und Verarbeitungseigenschaften geführt hat. Als Nächstes folgt ein kurzer Überblick über diese Evolution der Composite.

1.1 Kurzer Überblick über die Geschichte der Composites

1.1.1 Grundlagen

Der erste Schritt in Richtung Composite-Entwicklung wurde im Jahr 1962 durch die Synthese des neuen Monomers Bis-GMA gemacht, welches mit gemahlenem Quarz gefüllt wurde [1]. Zu jenem Zeitpunkt waren nur chemisch härtende Zweikomponenten-Kunststoff-Materialien erhältlich. Im Jahr 1970 erschien einer der ersten Berichte über einen mit UV-Licht härtenden Fissurenversiegler [5]. Die UV-Lichthärtung bewährte sich jedoch wegen der geringen Durchdringungstiefe, der beschränkten Schichtstärke und der gesundheitlichen Risiken von UV-Licht nicht. Ende der siebziger Jahre wurde erstmals ein Bericht über ein mit Blaulicht härtendes, zahnärztliches Füllungsmaterial veröffentlicht [6]. Nur kurze Zeit später folgte Ivoclar Vivadent im Jahr 1980 mit dem lichthärtenden, mikrogefüllten Composite Heliolit.

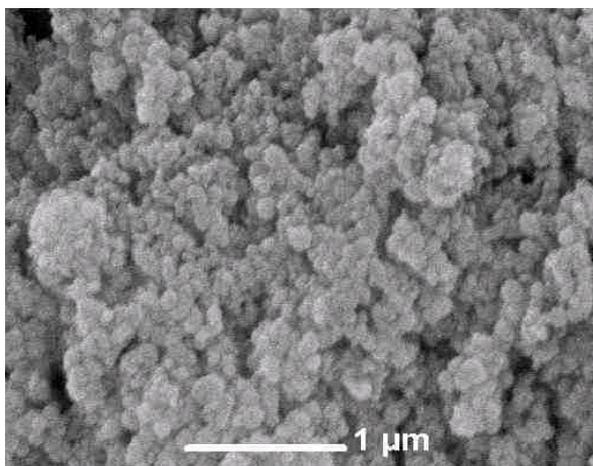
1.1.2 Füllertechnologie

Die ersten makrogefüllten Composites waren klinisch nicht erfolgreich, da sie mangelhafte Oberflächeneigenschaften und eine geringe Verschleissfestigkeit aufwiesen [7]. Im Jahr 1974 patentierte Ivoclar Vivadent ein mikrogefülltes Composite [8]. Mikrogefüllte Composites führten zu einem Durchbruch, da sie die ersten Werkstoffe waren, die eine genügend hohe Verschleissfestigkeit und eine akzeptable Oberflächenqualität im Mund boten. Es war jedoch klar, dass Mikrofüller nicht in der Lage waren, zwei wichtige Probleme zu lösen: Zum Ersten führt die hohe spezifische Oberfläche der Mikrofüller zu einer starken Verdickung des Materials, sodass nur beschränkte Mengen anorganischer Füller verwendet werden können. Deswegen weisen mikrogefüllte Composites eine hohe Polymerisationsschrumpfung auf. Zum Zweiten vermögen anorganische Mikrofüller nicht, dem Composite die gleiche Festigkeit zu geben wie Makrofüller. Das Ergebnis sind eine geringe Biegefestigkeit und ein niedriger Elastizitätsmodul. Diese Nachteile - insbesondere die Polymerisationsschrumpfung – kann man grösstenteils überwinden, indem zuerst ein mikrogefülltes Composite hergestellt und dieses dann fein gemahlen und dem endgültigen Werkstoff als Füller beigemischt wird. Diese Art von Füller werden „Präpolymere“ oder „Isofüller“ genannt. IsoCap [9,10] und Isosit [11] von Ivoclar Vivadent gehörten zu den ersten Produkten, die auf dieser Technologie aufgebaut waren. Heliomolar ist bis dato das erfolgreichste Produkt aus dieser Kategorie.

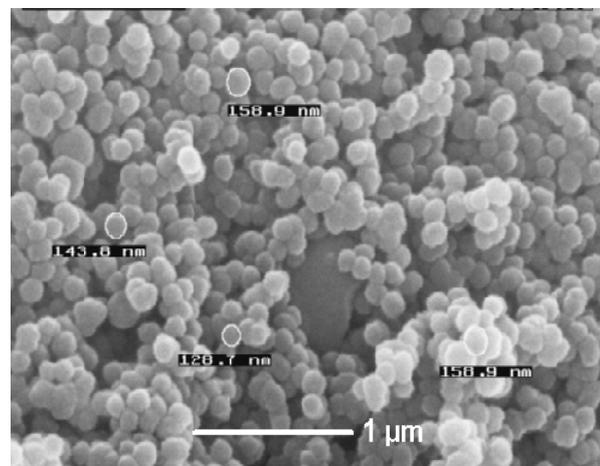
Die Entwicklung von Hybridcomposites führte zu einer weiteren Verbesserung der mechanischen Composite-Eigenschaften. Hybridcomposites bestehen aus einem Gemisch von anorganischen Mikrofüllern Füllern und Glasfüllern mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 1 µm. Diese Technologie ermöglicht einen sehr hohen Füllergehalt. Das Ergebnis ist eine hohe physikalische Festigkeit und eine reduzierte Polymerisationsschrumpfung. Ein Beispiel aus dieser Produktgruppe ist Tetric von Ivoclar Vivadent, das im Jahr 1992 auf den Markt gebracht wurde. Mit Tetric Ceram hat Ivoclar Vivadent im Jahr 1996 ein sehr anwenderfreundliches und zuverlässiges Hybridcomposite eingeführt, das in Deutschland zum Marktführer geworden ist.

1.1.3 Füllergrösse und Verschleissfestigkeit

Mikrogefüllte Composites weisen typischerweise eine höhere Verschleissresistenz auf als Hybridcomposites. Kleinere Partikel-Grössen führen zu geringerem Verschleiss [12]. Anfänglich standen nur sphärische Siliziumdioxidfüller zur Verfügung, die eine uniforme Partikel-Grösse im Mikro- (< 1 µm) und Nanobereich (< 100 nm) aufweisen. Diese Siliziumdioxidfüller wurden entweder pyrogen oder in einem Sol-Gel Verfahren hergestellt, bei dem die Partikel auf die gewünschte Grösse herangezüchtet wurden.

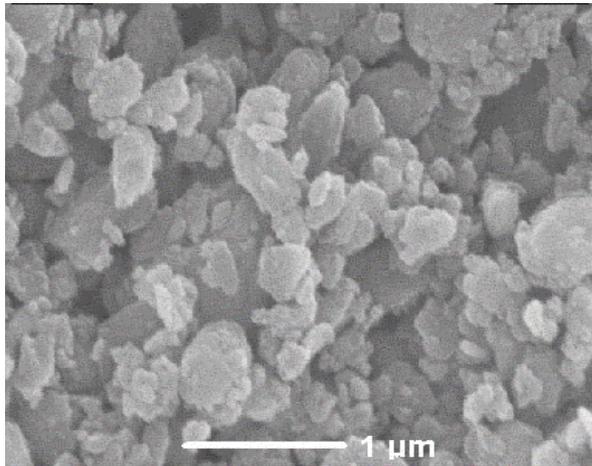


Siliziumdioxidfüller mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 40 nm.

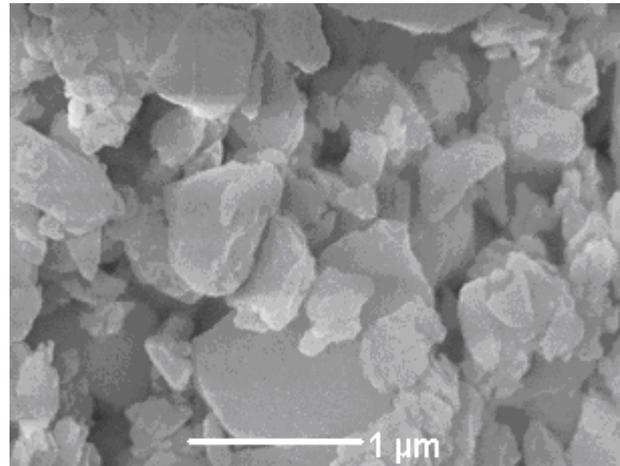


Mischoxid mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 160 nm

Die in Hybridcomposites verwendeten Glasfüller werden in einem Mahlprozess hergestellt. Erst technische Fortschritte der letzten paar Jahre haben es ermöglicht, auch Mikrofüller durch Mahlen herzustellen (siehe Bilder unten).



Ba-Al-Silikatglasfüller mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 0.4 µm



Ba-Al-Silikatglasfüller mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 0.7 µm

Durch die Verwendung von Glasmikrofüllern in Tetric EvoCeram mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 0.6 µm konnte die Verschleissfestigkeit deutlich erhöht werden im Vergleich zu einem Composite mit einer durchschnittlichen Partikel-Grösse von 1.0 µm.

1.1.4 Polymerisationsschrumpfung

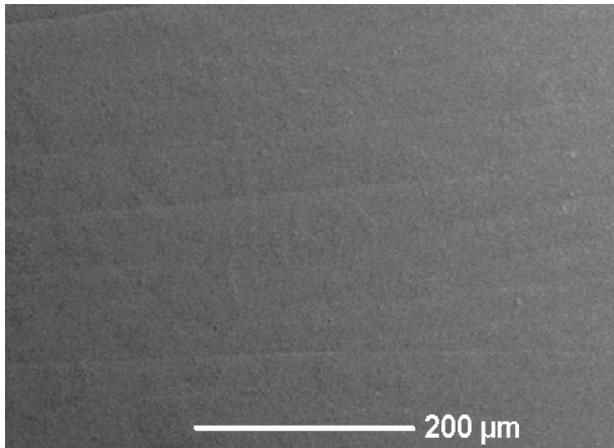
Mehr als 40 Jahre nachdem die dentalen Composites erfunden worden sind, basiert ihre Monomermatrix noch auf der gleichen Chemie wie damals. Die hochmolekularen Dimethacrylate werden durch radikalische Polymerisation ausgehärtet. Polymerisationsschrumpfung ist ein inhärentes Merkmal dieser Polymerisationsart. Da die Kräfte, die während der Polymerisationsschrumpfung auf die Adhäsivschicht ausgeübt werden, die Randqualität beeinträchtigen können, wird versucht, die Polymerisationsschrumpfung und den während der Aushärtung auftretenden Polymerisationsstress zu vermindern. So hat Ivoclar Vivadent im Jahr 2001 das Composite InTen-S auf den Markt gebracht. Die Polymerisationsschrumpfung dieses Produkts ist mit 1.6 Vol.% sehr gering, was sich auch in *in vitro* Untersuchungen, in denen die Randqualität mit verschiedenen Adhäsiven getestet wurde, als Vorteil ausgewirkt hat. Testgruppen, in denen InTen-S als Composite verwendet wurde, schnitten regelmässig besser ab als die Gruppen, in denen ein Composite mit einer höheren Polymerisationsschrumpfung eingesetzt wurde.

1.1.5 Präpolymere – das Beste von zwei Welten

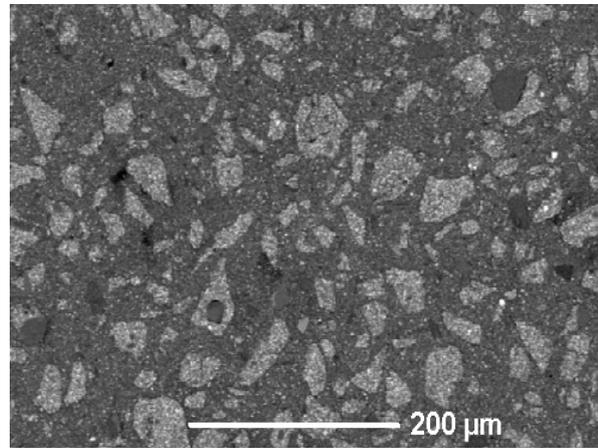
Wie wir oben gesehen haben, verleihen die verschiedenen Füllerarten einem Composite spezifische Eigenschaften. Der Einsatz von Mikrofüllern führt zu einer hohen Verschleissfestigkeit und einer guten Polierbarkeit. Da Mikrofüller die Viskosität eines Composites stark erhöhen, sind keine hohen Füllergehalte realisierbar. Dies bedeutet hohe Polymerisationsschrumpfung. Makrofüller hingegen stehen für hohe physikalische Festigkeit und geringe Polymerisationsschrumpfung, sind aber auch für einen hohen Verschleiss und eine raue Oberflächenbeschaffenheit verantwortlich.

Mit den Präpolymeren können die Nachteile der Mikrofüller ausgeglichen werden. Zu diesem Zweck wird ein mikrogefülltes Composite hergestellt, dieses wird ausgehärtet und anschliessend bis ungefähr auf die Korngrösse eines Makrofüllers fein gemahlen. Wenn solche Präpolymere zur Herstellung eines Composites eingesetzt werden, integrieren sie sich während der Polymerisation gleichmässig ins Material. Dadurch ist es möglich, allein mit anorganischen Mikrofüllern ein Material zu schaffen, das im Handling und in den physikalischen Eigenschaften einem Hybridcomposite ähnlich ist. Dies ist auf den unten stehenden REM Ab-

bildungen ersichtlich, auf denen die polierte Oberfläche eines Tetric EvoCeram Probekörpers abgebildet ist. Auf der linken Abbildung sind nicht die geringsten Anzeichen von Oberflächenunregelmässigkeiten sichtbar. Die Präpolymere sind erst im Materialkontrastmodus sichtbar.



REM Abbildung einer polierten Tetric EvoCeram Oberfläche: Die Oberflächenglätte ist bemerkenswert.

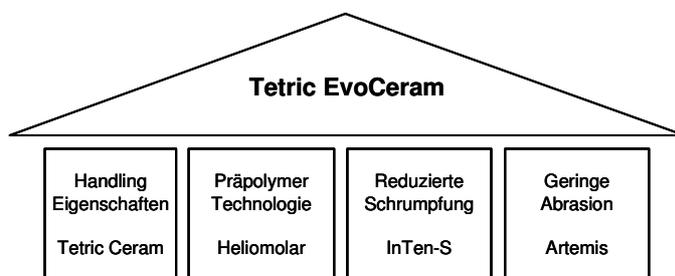


Die gleiche Oberfläche im Materialkontrast: Die Präpolymerpartikel erscheinen heller, da sie das röntgensichtbare Ytterbiumtrifluorid enthalten.

1.2 Tetric EvoCeram – die Evolution in der Composite-Technologie

Aus der obigen Einführung geht hervor, dass Ivoclar Vivadent in der Composite-Entwicklung schon früh eine führende Rolle eingenommen hat. Viele Innovationen in der Composite-Technologie, wie die Präpolymere und das röntgenopake Ytterbiumtrifluorid, sind von Forschern der Ivoclar Vivadent in die Zahnmedizin eingeführt worden. Was einst als Innovation betrachtet wurde, gilt heute als bewährte Technologie. Diese Kompetenz im Bereich der Composites, die sich die Ivoclar Vivadent im Verlauf der letzten Jahrzehnte angeeignet hat, setzt sich in der Entwicklung von Tetric EvoCeram fort.

Tetric EvoCeram weist eine ebenso tiefe Polymerisationsschrumpfung wie InTen-S und eine merklich geringere Abrasion als Tetric Ceram auf. Die vorteilhaften Tetric Ceram Handlungseigenschaften sind auch im neuen Material beibehalten worden. Auch Entwicklungen der Nanotechnologie wurden in Tetric EvoCeram eingesetzt. Quantitativ enthält Tetric EvoCeram nur einen sehr geringen Anteil an anorganischen Nanopartikeln. Es wurden jedoch gezielt „Nano-Additive“ eingesetzt. Dazu gehört ein Rheologiemodifizier, der ähnlich wie bei Tetric Ceram für die sehr gute Standfestigkeit und exzellente Modellierbarkeit verantwortlich ist. Ein organischer Farbstoff, der kovalent an Siliziumdioxidpartikel im Nanobereich gebunden ist, erlaubt eine hervorragende Farbanpassung von Tetric EvoCeram an den natürlichen Zahn.



Die Entwicklung von Tetric EvoCeram ist daher auf die folgenden Säulen abgestützt: die Erkenntnisse, die in der Entwicklung des Heliomolar-Präpolymers gewonnen worden sind, die Erfahrungen in der Anpassung der Handlungseigenschaften, welche mit Tetric Ceram gesammelt wurden und dem Know-How, das zur Verringerung der

Polymerisationsschrumpfung und des Verschleisses notwendig ist. Tetric EvoCeram ist keine revolutionäre Neuentwicklung, mit der noch nicht bewährte Technologie in die Zahnmedizin eingeführt werden soll, sondern es ist die Evolution aus bestehenden, hervorragenden und klinisch bewährten Produkten.

1.3 Tetric EvoFlow – die ideale Ergänzung zu Tetric EvoCeram

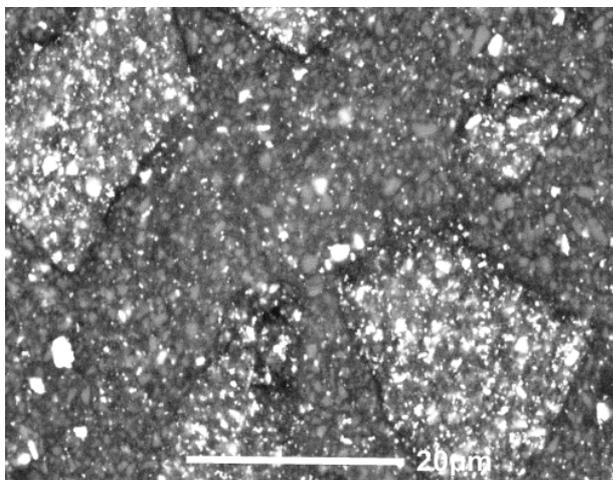
Fliessfähige Composites sind ab 1995 in den Markt eingeführt worden. Mit Tetric Flow führte Ivoclar Vivadent im Jahre 1996 eine fließfähige Variante von Tetric Ceram ein, die sich in vielen Märkten schnell als Marktführer in diesem Segment etablierte.

Fliessfähige Composites erleichterten die Versorgung von Zahnhalsdefekten, Mikrokavitäten und auch erweiterten Fissuren. Für diese Indikationen gab es zuvor nur wenig zufrieden stellende oder sehr zeitaufwendige Versorgungsmöglichkeiten [13]. Zusätzlich eignen sich fließfähige Composites auch als erste Schicht in ausgedehnten Klasse I und Klasse II Kavitäten, weil sie meist sehr gut anfließen und sich damit leichter an schwer zugängliche Kavitätenaspekte adaptieren.

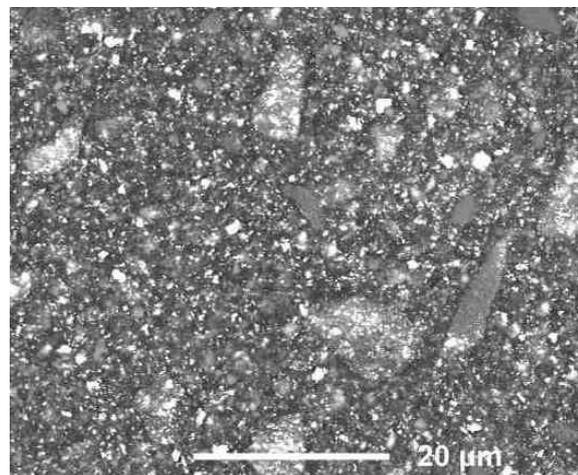
Ab 2005 hat Tetric EvoCeram mit grossem Erfolg Tetric Ceram abgelöst. Mit Tetric EvoFlow findet nun auch Tetric Flow einen Nachfolger, der folgende Vorteile bietet:

- ideale Ergänzung zu Tetric EvoCeram
- Vita-Farben, d.h. optimale Abstimmung auf die Tetric EvoCeram Farben
- noch höhere Röntgensichtbarkeit
- sehr gute Polierbarkeit
- geringere Polymerisationsschrumpfung
- längere Verarbeitungszeit
- frei von Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA)

Wie schon bei Tetric EvoCeram kommen nun auch bei Tetric EvoFlow Präpolymere zum Einsatz. Diese sind jedoch feiner gemahlen als jene von Tetric EvoCeram (siehe Abbildung).



Oberfläche von poliertem Tetric EvoCeram im Materialkontrast.



Oberfläche von poliertem Tetric EvoFlow im Materialkontrast.

Damit ein Material als lichthärtendes Befestigungsmaterial eingesetzt werden kann, ist laut Norm ISO 4049 eine Filmdicke unter 50 µm erforderlich. Der Einsatz dieser feingemahlene Präpolymere ermöglicht eine sehr geringe Filmdicke und somit kann auch Tetric EvoFlow, wie schon Tetric Flow, als lichthärtendes Befestigungsmaterial verwendet werden.

2. Technische Daten

Tetric EvoCeram

Lichthärtendes Composite

<u>Standard - Zusammensetzung</u>	(in Gew.-%)
Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Ethoxiliertes Bis-EMA	16.8
Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid	48.5
Präpolymer	34.0
Additive	0.4
Katalysatoren und Stabilisatoren	0.3
Pigmente	< 0.1

Physikalische Eigenschaften

In Anlehnung an ISO 4049 - Polymer-based filling, restorative and luting materials

Biegefestigkeit	120 MPa
Biegemodul	10000 MPa
Wasseraufnahme (7 Tage)	21.2 µg/mm ³
Wasserlöslichkeit (7 Tage)	< 1.0 µg/mm ³
Röntgenopazität (alle Farben ausser Bleach)	400 % Al
Röntgenopazität (Bleach I)	200 % Al
Röntgenopazität (Bleach L, M, XL)	300 % Al
Durchhärtungstiefe	> 1.5 mm
Druckfestigkeit	250 MPa
Transparenz (je nach Opazität)	6.5 – 20.0 %
Vickershärte HV 0.5/30	580 MPa
Dichte	2.10 g cm ⁻³

Tetric EvoFlow

Lichthärtendes Composite

<u>Standard - Zusammensetzung</u>	(in Gew.-%)
Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Decandioldimethacrylat	37.6
Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Hochdisperses Siliziumdioxid, silanisiert	41.1
Präpolymer	20.4
Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren	0.9
Pigmente	< 0.01

Physikalische Eigenschaften

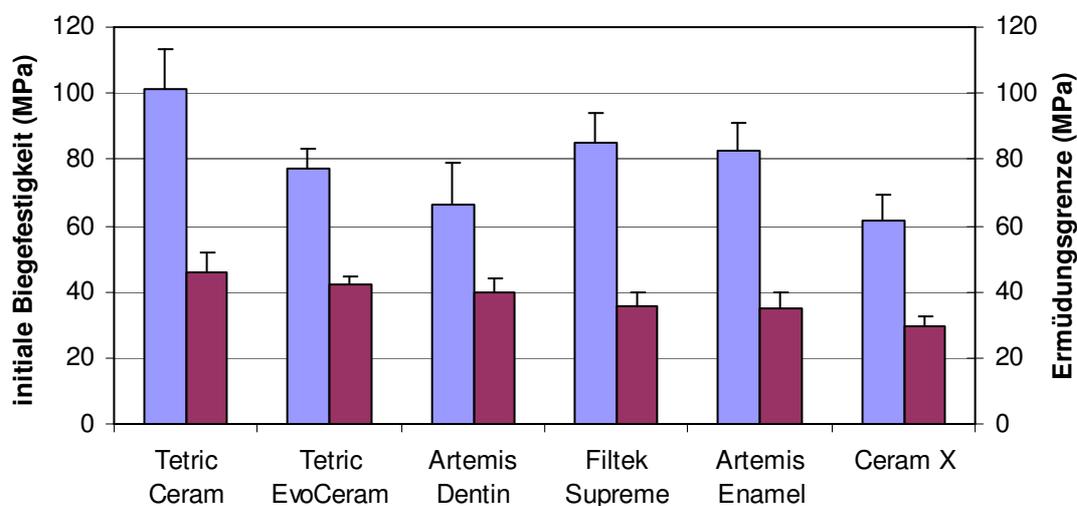
In Anlehnung an ISO 4049 - Polymer-based filling, restorative and luting materials

Biegefestigkeit	114 MPa
Biegemodul	5100 MPa
Wasseraufnahme (7 Tage)	21.0 µg/mm ³
Wasserlöslichkeit (7 Tage)	0.1 µg/mm ³
Röntgenopazität (alle Farben ausser Bleach)	360 % Al
Röntgenopazität (Bleach I)	250 % Al
Röntgenopazität (Bleach L, M, XL)	280 % Al
Durchhärtungstiefe	> 2.0 mm
Druckfestigkeit	260 MPa
Vickershärte HV 0.5/30	320 MPa
Transparenz (je nach Opazität)	6 - 30 %
Dichte	1.78 g/cm ³

3. Physikalische Untersuchungen

3.1 Ermüdungsfestigkeit

In den letzten Jahren war der Compositemarkt von einem Wettrennen um Biegefestigkeitswerte geprägt. Gemäss internationalen Normen oder anderen Methoden wurde die Festigkeit der Prüfkörper meist nach 24 h Wasserlagerung bestimmt. Diese Tests messen nur initiale Festigkeiten und berücksichtigten nicht, dass ein Material im Mund lange Zeit einem nassen Milieu und wechselnder mechanischer Belastung ausgesetzt ist. Um diesen Bedingungen Rechnung zu tragen, wurden an der Universität Erlangen Prüfkörper zuerst 2 Wochen bei 37°C in Wasser gelagert bevor die initiale 4-Punkt Biegefestigkeit gemessen wurde. Bei weiteren Prüfkörpern wurde mit einer „Staircase“-Methode die Kraft ermittelt, der Prüfkörper 10'000 x ausgesetzt werden können, bis sie brechen. Dieser Wert wurde als Ermüdungsgrenze bezeichnet.



Initiale 4-Punkt Biegefestigkeit nach 2 Wochen Wasserlagerung (links) und Ermüdungsgrenze (rechts) nach 2 Wochen Wasserlagerung und 10'000 Zyklen mechanischer Belastung.

Untersuchung: Dr. Ulrich Lohbauer, Universität Erlangen, Deutschland

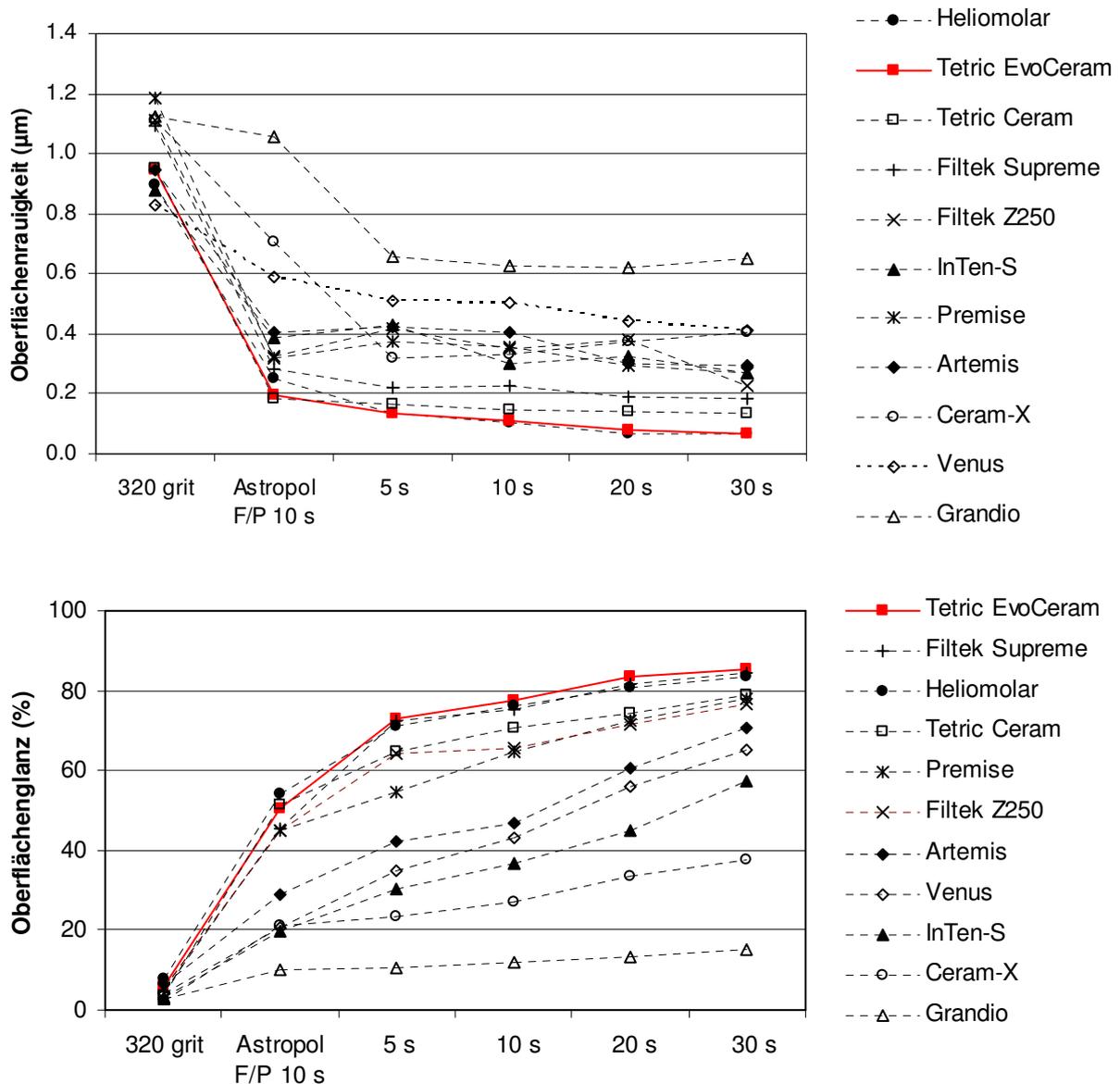
Die Ermüdungsfestigkeitsdaten zeigen, dass nach 2 Wochen Lagerung und 10'000 Zyklen mechanischer Wechselbelastung Tetric EvoCeram einen der besten Ermüdungsgrenzwerte aufwies. Zudem war der Festigkeitsabfall durch die mechanische Belastung verhältnismässig niedrig im Vergleich zu den anderen getesteten Materialien.

3.2 Oberflächenrauigkeit und Glanz als Funktion der Polierzeit

Eine gute Oberflächenpolitur ist von ausschlaggebender Bedeutung für den klinischen Erfolg und das ästhetische Erscheinungsbild einer Composite-Restoration. Eine raue Oberfläche kann zu Verfärbungen und zur Ansammlung von Plaque führen. Die Politur ist ein besonders kritischer Schritt in der direkten Füllungstherapie, da sie am Ende des Behandlungsablaufs steht. Deswegen wurde bei Tetric EvoCeram besonderer Wert darauf gelegt, ein Material mit vorteilhaften Poliereigenschaften zu entwickeln. So sind die endgültige Oberflächengüte und die benötigte Polierzeit optimiert worden.

Pro Material wurden acht Proben gemäss den Angaben des Herstellers angefertigt. Nach Trockenlagerung während 24 Stunden bei 37°C raute man die Probekörper mit Schleifpapier (Korngrösse 320) auf. Mit diesem Verfahren erhielt man die anfängliche Oberflächenrauigkeit der Probekörper. Zur Bestimmung der Oberflächenrauigkeit wurde ein FRT Micro Prof Messapparat verwendet und der Oberflächenglanz wurde mit einem Novo Curve Glanzmessgerät bestimmt.

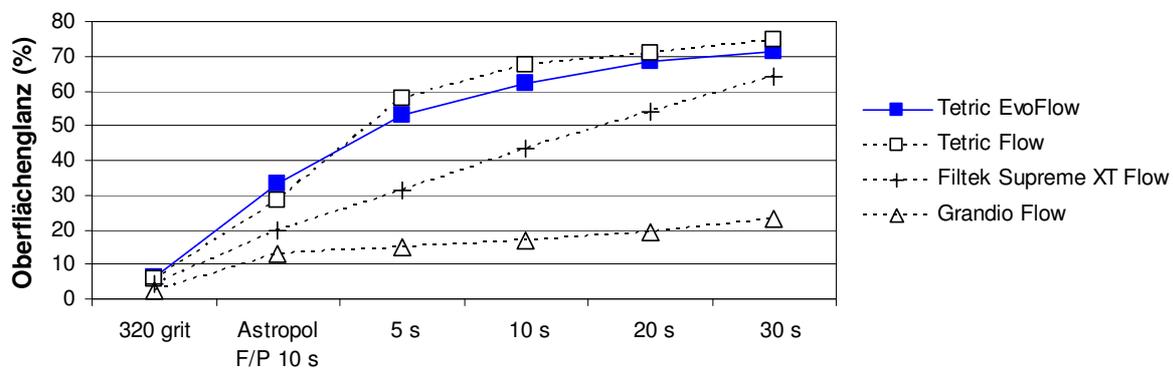
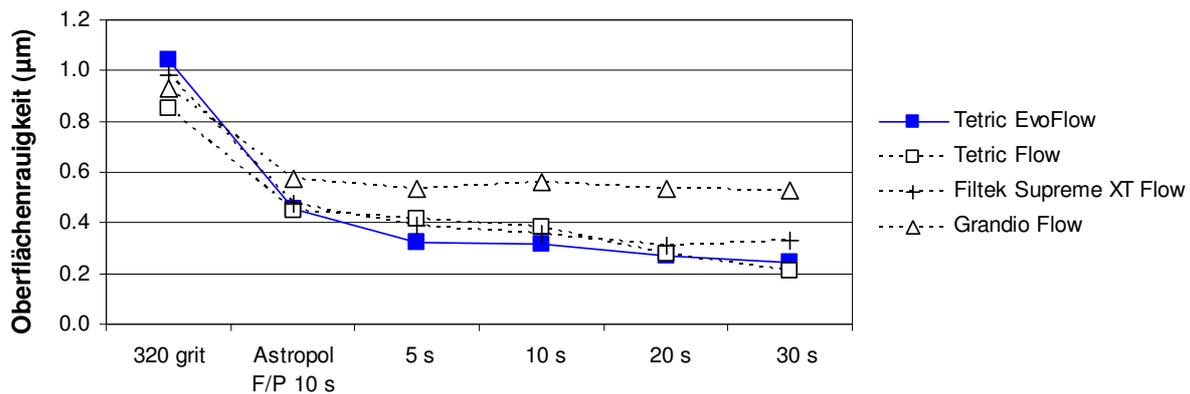
Nach der ersten Messung polierte man die Proben mit Astropol F und Astropol P Scheiben während jeweils 10 s unter Anwendung einer standardisierten Last von 2 N, einer Drehzahl von 10'000 Umdrehungen pro Minute und ständiger Wasserkühlung. Die endgültige Oberflächenpolitur wurde mit Astropol HP durchgeführt, wobei die Politur jeweils in Zeiteinheiten von 5 Sekunden unterbrochen wurde, um die Oberflächenrauigkeit und den Glanz zu messen.



Oberflächenrauigkeit und Glanz, nach der Vorpolitur mit Astropol F und Astropol P sowie nach der Hochglanzpolitur mit Astropol HP während einer Polierzeit von bis zu 30 s.

Dabei ist ersichtlich, dass sich Tetric EvoCeram mit dem Astropol Poliersystem genauso gut polieren lässt wie das mikrogefüllte Composite Heliomolar, welches bezüglich Politur als Goldstandard gilt.

Mit der gleichen Untersuchungsmethode wurde auch Tetric EvoFlow mit Tetric Flow und Mitbewerberprodukten verglichen.

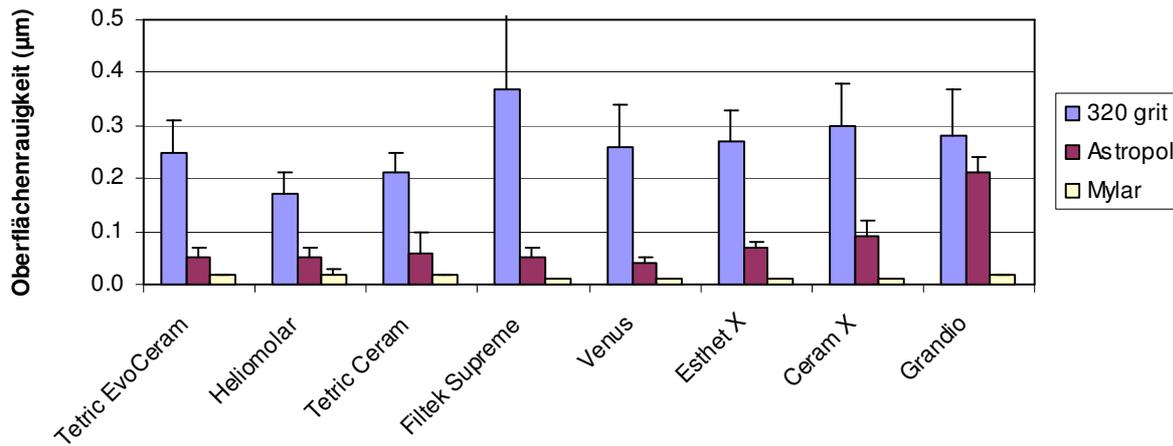


Bezüglich Oberflächenrauheit zeigte Tetric EvoFlow nach Politur mit Astropol Ergebnisse, die mit Tetric Flow und Filtek Supreme XT Flowable vergleichbar waren. Nach 5 und 10 sec Politur mit Astropol HP war sogar die Oberflächenrauheit von Tetric EvoFlow statistisch signifikant geringer als jene von Tetric Flow (ANOVA, $p < 0,05$); dieser Unterschied nivellierte sich bei verlängerter Polierzeit. Bezüglich des Oberflächenglanzes waren die Filtek Supreme XT Flowable Prüfkörper signifikant schlechter als Tetric Flow und Tetric EvoFlow (ANOVA, post hoc Tukey B, $p < 0,05$). Die Prüfkörper aus Grandio Flow waren sowohl bezüglich Oberflächenrauheit als auch Oberflächenglanz statistisch signifikant schlechter als die drei anderen Materialien.

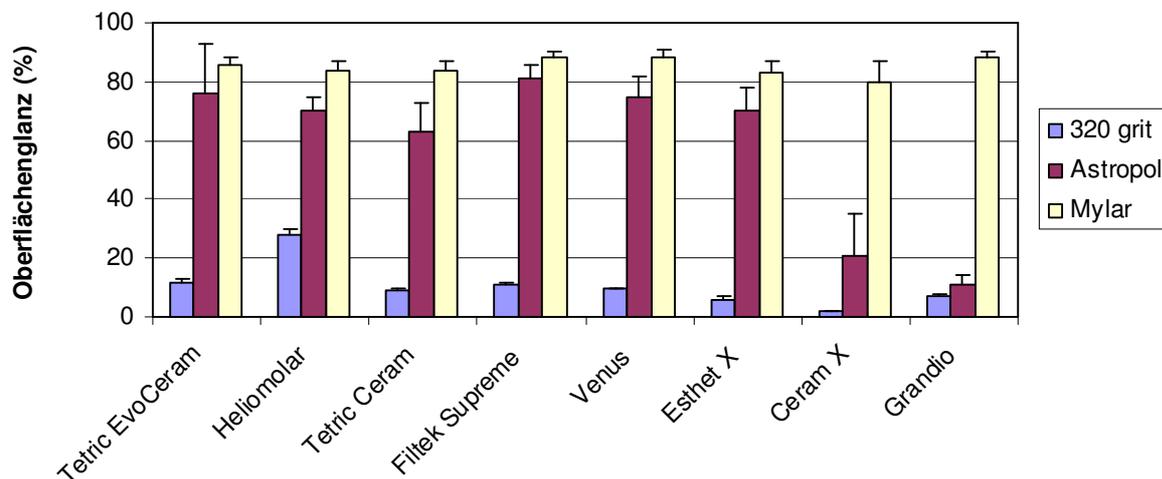
Untersuchung: Dr. S. Heintze, F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

3.3 Untersuchung der Poliereigenschaften – University of Texas, USA

Für kontrollierte Polituruntersuchungen wurden pro Testgruppe 8 Prüfkörper mit einem Durchmesser von 12 mm und einer Dicke von 4 mm angefertigt und zwischen Mylar-Folien ausgehärtet. Vor der Weiterverarbeitung wurden die Probekörper während mindestens 24 Stunden bei 37 °C gelagert. Zur Bestimmung der Oberflächenrauheit verwendete man einen Profilometer (Talysurf Plus). Der Glanz wurde mit einem Novo-Curve Glanzmessgerät gemessen. Zuerst wurde die Rauheit und der Glanz der unter Mylar polymerisierten Oberfläche als Positivkontrollwert bestimmt, d.h. dieser Wert drückte die höchste Oberflächenglätte aus, die in diesem Material erreichbar war. Danach wurden die Proben mit Sandpapier der Korngröße 320 bei einer Drehzahl von 120 Umdrehungen während 60 s unter Wasserkühlung geschliffen. Die resultierende Oberfläche verwendete man als Ausgangspunkt für das Polierverfahren. Jede Probe wurde unter Wasserkühlung von einem einzigen Anwender mit einem elektrischen Handgerät bei einer Drehzahl von 10'000 Umdrehungen pro Minute poliert. Für die einzelnen Schritte, d.h. Astropol F, Astropol P und Astropol HP, wurde jeweils eine Polierzeit von 30 s verwendet.



Oberflächenrauigkeit nach dem Schleifen der Proben mit einem 320er Sandpapier (Negativkontrolle), nach der Politur (Test) und auf der unter Mylar polymerisierten Oberfläche (Positivkontrolle)



Oberflächenglanz nach dem Beschleifen der Proben mit einem 320er Schleifkörper, nach der Politur und auf der unter Mylar polymerisierten Oberfläche.

Untersuchung: Dr. Leslie Roeder und Prof. Dr. John Powers, University of Texas, Huston

Diese Studie zeigt, dass mit Tetric EvoCeram die gleiche Oberflächenbeschaffenheit erzielt werden kann wie mit dem mikrogefüllten Goldstandard Heliomolar.

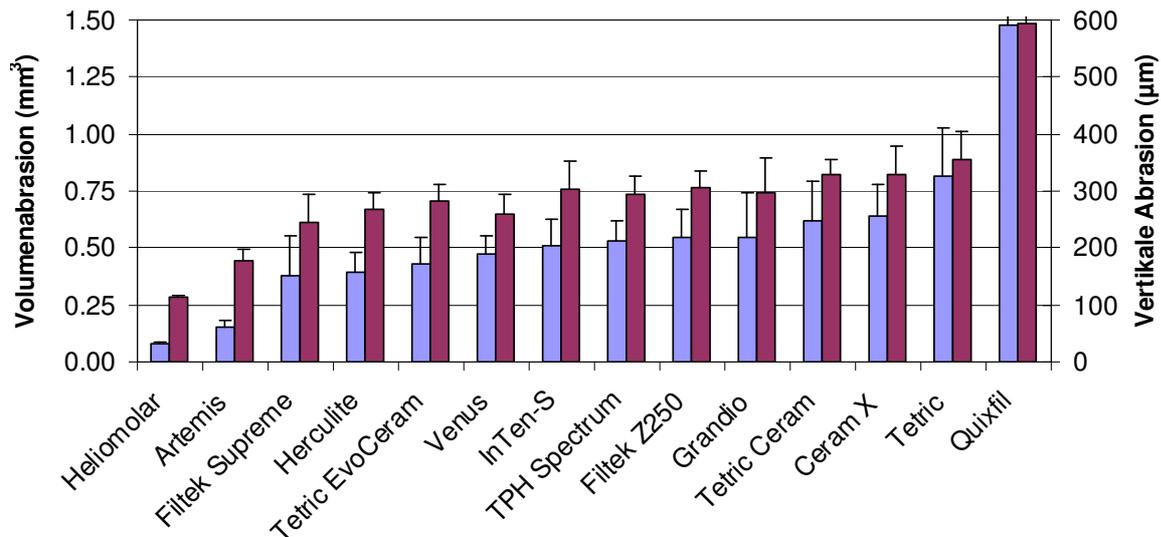
3.4 Verschleiss in der Willytec Kaumaschine mit Empress Antagonisten

Das Verschleissverhalten von Füllungsmaterialien und Materialien für die prothetische Versorgung ist ein wichtiger Parameter für die Überlebenswahrscheinlichkeit einer Restauration bzw. einer prothetischen Versorgung. Der Verschleiss hat Auswirkungen auf die Ästhetik und die Kaufunktion der zahnärztlichen Versorgungen. Verschleiss setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen, die meist simultan ablaufen: Attrition (Zweikörperverschleiss), Abrasion (Dreikörperverschleiss mit abrasivem Medium, z.B. Nahrungsbolus, Zahnreinigung), Erosion (chemische Degradation) und Ermüdung/Abfraktion (Abplatzung durch Rissbildung).

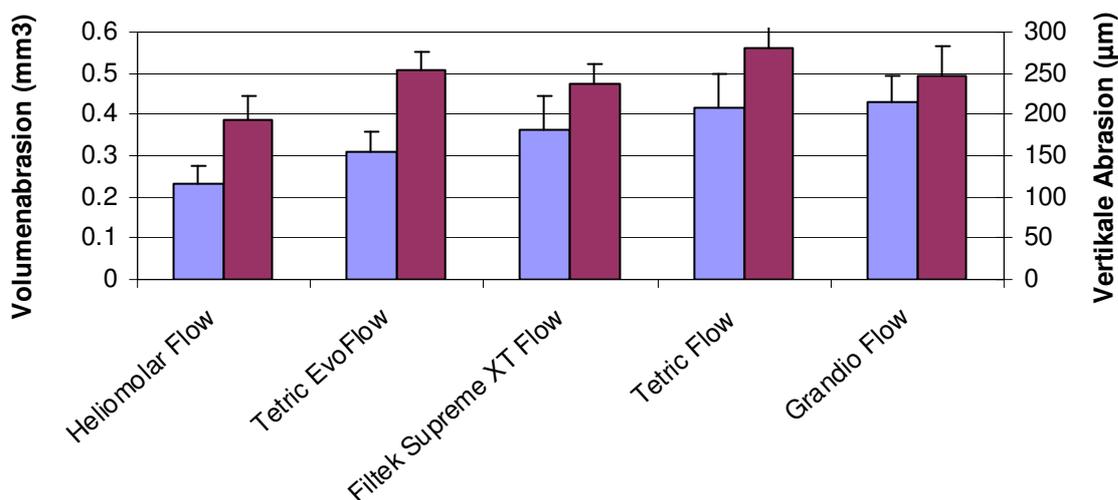
Es ist eine langwierige und ungenaue Prozedur, den Verschleiss eines Dentalmaterials *in vivo* zu messen. Mindestens 12 – 24 Monate Tragedauer sind erforderlich, bis auch mit hochpräzisen Abformmaterialien die wirkliche Abrasion die Streuung der Messungen soweit

übersteigt, damit sie auswertbar werden. Aus diesen Gründen werden Dentalmaterialien im Labor einer Kausimulation unterworfen, um die klinische Beständigkeit abzuschätzen.

Bei Ivoclar Vivadent wird eine Willytec Kaumaschine zur Verschleissmessung von Restaurationmaterialien eingesetzt. Um die Streuung der Messwerte so klein wie möglich zu halten, werden standardisierte Empress Antagonisten verwendet. Plane Prüfkörper werden 120'000 Kauzyklen bei einer Last von 50 N und einer horizontalen Bewegung von 0,7 mm ausgesetzt. Es handelt sich also um eine Zweikörperverschleissprüfung ohne abrasives Medium. Mit Hilfe eines 3D Laserscanners wird der vertikale und volumetrische Verschleiss ausgemessen.



Volumen- und vertikaler Verschleiss von hochviskosen Composite-Materialien. Die Daten sind nach aufsteigendem Volumenverschleiss angeordnet.



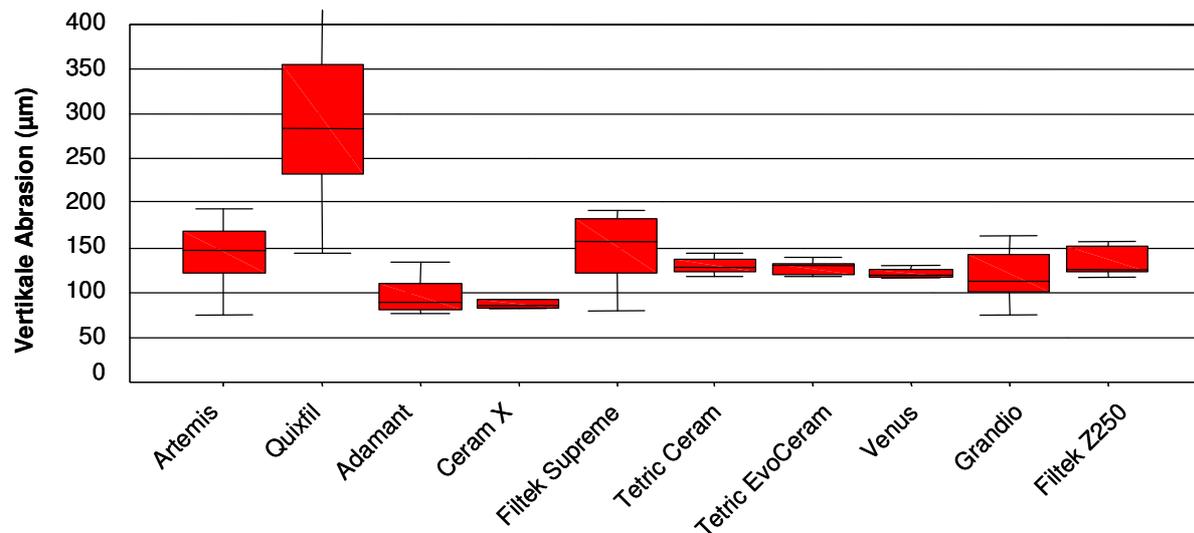
Volumen- und vertikaler Verschleiss von fließfähigen Composite-Materialien. Die Daten sind nach aufsteigendem Volumenverschleiss angeordnet.

Sowohl Tetric EvoCeram wie auch Tetric EvoFlow weisen im Vergleich zu ihren Vorgängerprodukten Tetric Ceram respektive Tetric Flow einen verbesserte Abrasionsresistenz auf.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

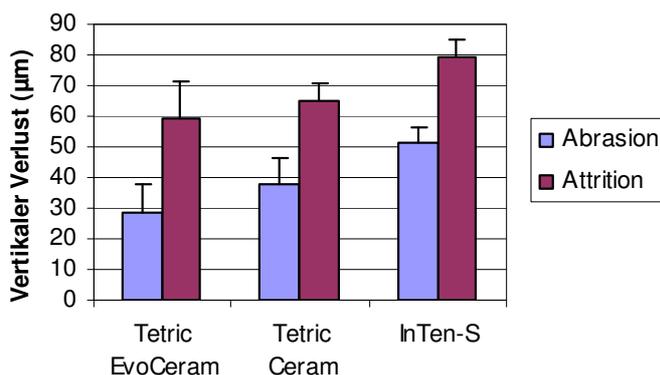
3.5 Kontaktabrasion

Mit einer ähnlichen Methode bestimmte die Universität Regensburg den Verschleiss. Die Prüfkörper wurden in einer Kaumaschine mit Steatitkugeln (\varnothing 5 mm) und einer Last von 50 N belastet. Sobald der Prüfkörper auf den Steatitantagonisten auftrat, fand jeweils eine horizontale Bewegung von 1 mm statt. Zusätzlich wurden die Prüfkörper im 2-Minutenrhythmus Temperaturwechselbelastungen von 120'000 Zyklen zwischen 5 und 55°C unterworfen. Danach wurden Abdrücke angefertigt und der Verschleiss wurde an Gipsabdrücken mit einem 3D Laserscanner bestimmt (Willytec). Bei Verwendung dieser Methode weisen die meisten Materialien eine ähnliche Verschleissfestigkeit auf.



Untersuchung: Martin Rosentritt, Universität Regensburg, Deutschland

3.6 Verschleiss – OHSU Methode



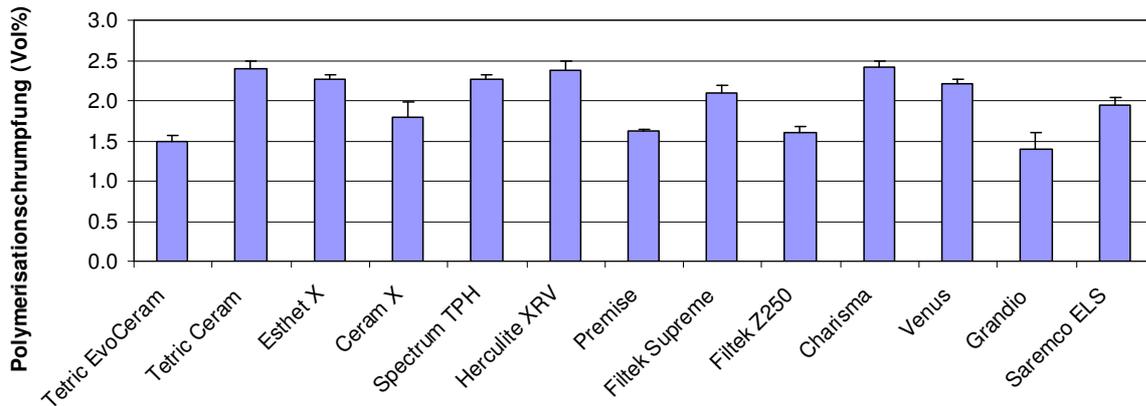
Die OHSU Verschleissmessmethode ist von Condon und Ferracane entwickelt worden [14] und gehört in der Zwischenzeit zu den am häufigsten angewendeten Testmethoden zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Dentalmaterialien in der Mundhöhle. Zur Bestimmung des Dreikörperverschleisses wurden Tetric EvoCeram Prüfkörper 100'000 Belastungszyklen mit einem Brei aus PMMA und Mohnsamen ausgesetzt. Die Abrasionslast betrug ca. 18 N und die Attritionslast ca. 80 N. Auch in dieser Studie wurde die niedrige Abrasion von Tetric EvoCeram bestätigt.

Untersuchung: Dr. Jack Ferracane, Oregon Health Science University, Portland, USA

3.7 Polymerisationsschrumpfung - Quecksilber-Dilatometer

Geringe Schrumpfung bei der Polymerisation des Composites bedeutet weniger Belastung des adhäsiven Verbunds und eine geringere Deformation der Zahnhartsubstanz und somit

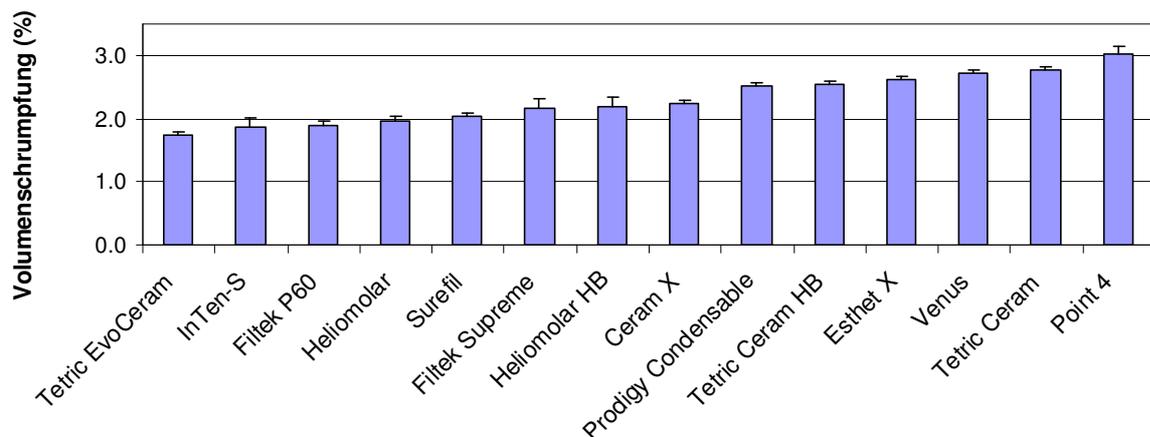
auch eine verbesserte Randqualität. Darum wurde die Polymerisationsschrumpfung (Volumenänderung in %) nach einer Stunde mit einem Quecksilber-Dilatometer gemessen.



Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

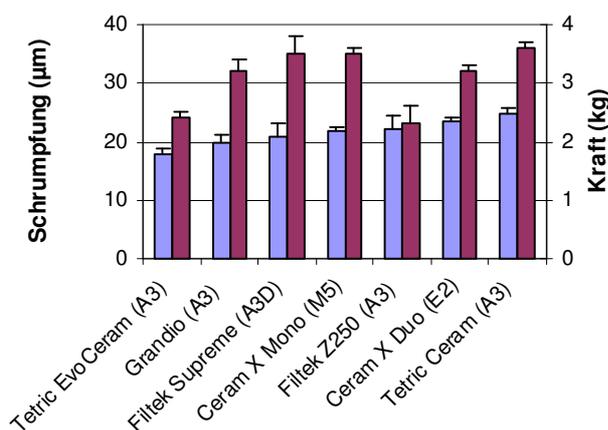
3.8 Polymerisationsschrumpfung – Auftriebsmessungen

Die Polymerisationsschrumpfung wurde zusätzlich anhand von Auftriebsmessungen bestimmt. Zu diesem Zweck wurden Probekörper mit einem Durchmesser von 5 mm und einer Schichtstärke von 2 mm in Silikonöl gegeben und dann ausgehärtet. Die Schrumpfung wurde während dem Aushärten und bis zu 60 Minuten nach der Aushärtung von der Zunahme in der Dichte der Probekörper abgeleitet.



Untersuchung: Dr. Raimund Jäger, Christof Koplín. Fraunhofer Institut, Deutschland

3.9 Polymerisationsschrumpfung – Linometer



Zur Messung der linearen Polymerisationsschrumpfung wurde eine Compositeschicht einer Fläche von 50 mm² und 1 mm Dicke zwischen einer Aluminiumplatte und einer Glasplatte eingebracht. Danach wurde das Material durch die Glasplatte für 60 s bei einer Bestrahlungsstärke von 500 mW/cm² polymerisiert. Der Schrumpfweg wurde mit Infrarotlicht über eine Zeit von 180 s gemessen (linke Balken).

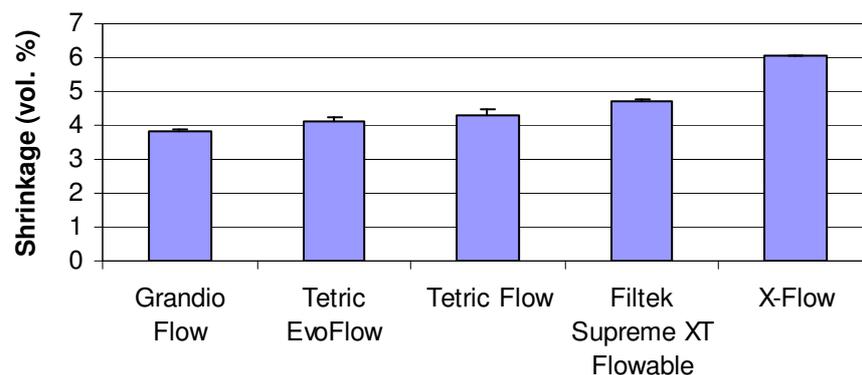
Zur Messung der Schrumpfungsspannung wurde in einer zylindrischen Form von 8

mm Durchmesser eine Compositeschicht von 1.5 mm Dicke polymerisiert. Die dabei entstehende Kraft wurde mit einer Messzelle bestimmt und ist in Kilogramm angegeben (rechte Balken).

Untersuchung: Prof. Ivo Krejci, Universität Genf, Schweiz

3.10 Polymerisationsschrumpfung - fließfähige Composites

Fließfähige Composites enthalten einen höheren Monomeranteil als normalviskose modellierbare Composites. Da während der Polymerisation nur der Monomeranteil schrumpft, ist folglich die Schrumpfung von fließfähigen Composites generell höher als jene von normal- oder hochviskosen Materialien. Volumenschrumpfungswerte einiger aktueller fließfähiger Composites sind in folgender Abbildung dargestellt.



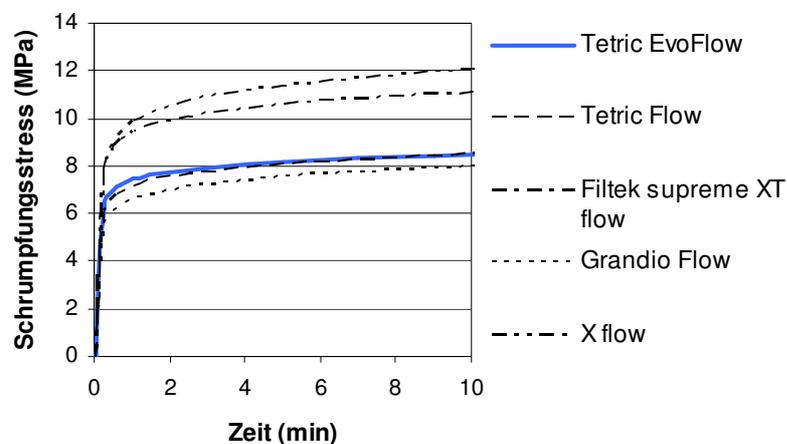
Die Polymerisationsschrumpfung wurde mit der „bonded-disk“ Methode bestimmt [15].

Untersuchung: Dr. David Watts, University of Manchester, UK (data on file).

Die Resultate zeigen, dass die Schrumpfung von Tetric EvoFlow gegenüber Tetric Flow leicht reduziert werden konnte. Verhältnismässig sind die Unterschiede zwischen den meisten Materialien jedoch gering im Vergleich zu den Unterschieden zwischen normalviskosen Composites.

3.11 Schrumpfungstress - fließfähige Composites

Wird ein Compositematerial als freier Prüfkörper polymerisiert, so kann er ungehindert gegen seinen Massenschwerpunkt hin schrumpfen. Bei einer Füllung im Zahn ist dies jedoch nicht der Fall. Ein grosser Teil der Füllungsoberfläche wird mit einem Adhäsiv an die Zahnhartsubstanz geklebt. Bei derartigen „Randbedingungen“ kann ein Material nicht mehr frei schrumpfen und es bauen sich Kräfte auf. Bei Zahnfüllungen führen diese Schrumpfkraften vor allem bei grossen Kavitäten zu Höckerbewegungen [16].



Es wird generell angenommen, dass eine geringere Schrumpfungsspannung zu besserer Randqualität führt. Im Extremfall kann die Schrumpfung während der Polymerisation einer Füllung zu Sprüngen in der Zahnhartsubstanz führen. Die folgende Figur zeigt den zeitlichen Verlauf der Schrumpfungsspannung einiger fließfähiger Composites über 10 min.

Die Schrumpfungsspannung wurde mit Prüfkörpern von 10 mm Durchmesser und 0.8 mm Dicke gemessen mit einer Methode, welche an der Universität Manchester entwickelt wurde [17]. Das Material wurde während 10 s im HIP Programm der Astralis 10 polymerisiert (1200 mW/cm²). Die Schrumpfungsspannung von Tetric EvoFlow ist bei den niedrigsten unter den fließfähigen Composites, was zu einer geringeren Belastung des adhäsiven Verbunds bei der Polymerisation führt.

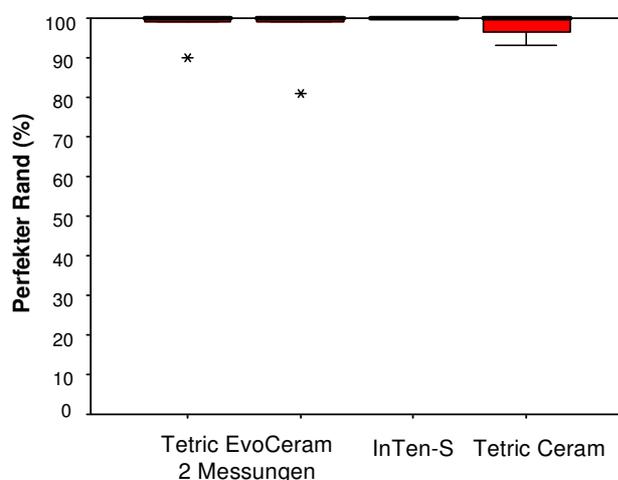
Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

3.12 Randverhalten in zylindrischen Kavitäten in Dentin

Randspalten können zu postoperativen Sensibilitäten, Randverfärbungen und Sekundärkaries führen. Das verwendete Adhäsiv wie auch das Composite können Auswirkungen auf die Randqualität haben. Deshalb wird anhand von *in vitro* Tests die Randqualität untersucht, um das klinische Verhalten neuer Adhäsive und Composites zu prüfen.

Zylindrische Kavitäten mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Tiefe von 2.5 mm werden in Rinderdentin präpariert. Diese Kavitäten werden mit einem Dentinadhäsiv vorbehandelt und danach mit einem Composite aufgebaut. Nach der Politur werden die Probekörper bei 37 °C während 24 Stunden in deionisiertem Wasser gelagert. Danach werden Abdrücke zur Bestimmung der Randqualität genommen. Die Ergebnisse werden als prozentualer Randspaltenanteil im Vergleich zur gesamten Randlänge angegeben.

Die Prüfung zahlreicher Adhäsive und Composites hat gezeigt, dass eine Randlänge mit einem kontinuierlichen Randanteil von mehr als 80% als gute Randqualität bezeichnet werden kann, ein Anteil von 60-80% als durchschnittliche Randqualität und ein Anteil von weniger als 60% als schlechte Randqualität.



Kavitäten im bovinen Dentin wurden nach der Applikation des selbstätzenden Zwei-komponenten-Adhäsivs AdheSE mit Tetric EvoCeram aufgebaut.

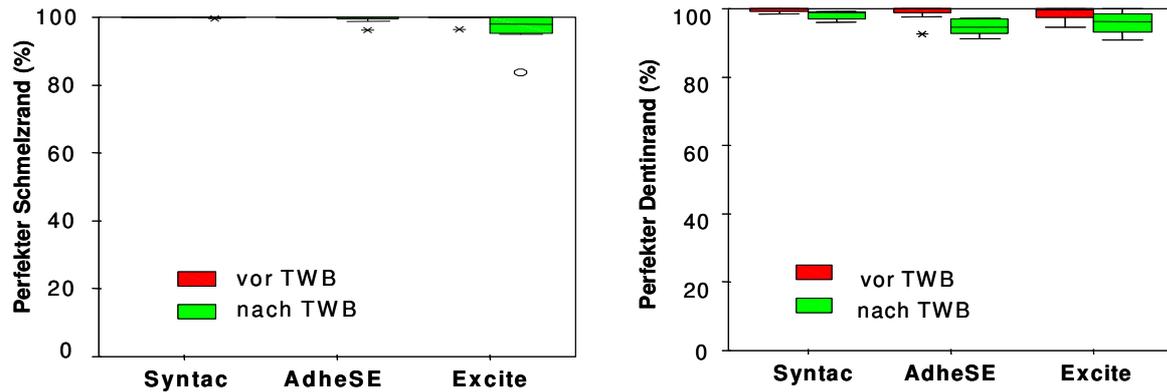
Die Grafik zeigt, dass die Randqualität von Tetric EvoCeram mit derjenigen von InTen-S vergleichbar ist. Mit Tetric Ceram wurden Ränder mit ausgezeichneter Qualität erzielt, die jedoch statistisch schlechter abschlossen als Tetric EvoCeram und InTen-S.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

3.13 Randqualität in Klasse V Kavitäten

Das Ziel von Untersuchungen der Randanpassung ist, *in vitro* zu bestimmen, welche Randqualität in der klinischen Anwendung erzielt werden kann. Zu diesem Zweck werden extrahierte Zähne mit den zu prüfenden Materialien versorgt. Danach werden Abdrücke der Probekörper genommen und die Randqualität wird anhand dieser Abdrücke bestimmt. Die Proben können auch thermischen Wechselbelastungen oder mechanischen Belastungszyklen zur Simulation der Kaukräfte unterworfen werden.

Künstliche Klasse V Defekte wurden so präpariert, dass sie sowohl Schmelz und Dentin begrenzt waren. Danach wurden sie mit verschiedenen Adhäsiven (Syntac, AdheSE, Excite) und Tetric EvoCeram versorgt. Die Ergebnisse zeigen, dass alle Testgruppen im Dentin wie auch im Schmelz hervorragende Randqualitäten aufwiesen. Thermische Wechselbelastung mit 2000 Zyklen zwischen 5 und 55 °C (TWB) führte zu keiner signifikanten Verschlechterung der Randqualität.



Untersuchung: Dr. Uwe Blunck, Charité, Berlin Deutschland

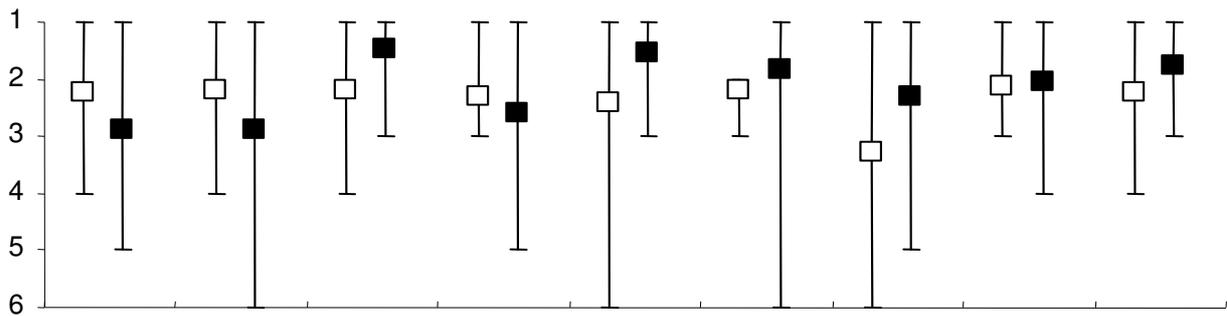
3.14 Bewertung der Handlungseigenschaften durch praktizierende Zahnärzte

Die Handlungseigenschaften eines Dentalmaterials spielen eine ausschlaggebende Rolle für den Erfolg des Produkts auf dem Markt und in der klinischen Anwendung. Deswegen war es auch eine Top-Priorität mit Tetric EvoCeram ein Produkt zu entwickeln, das den geschätzten Handlungseigenschaften von Tetric Ceram in nichts nachsteht. Die Handlungseigenschaften wurden an drei verschiedenen Anlässen im Verlauf von Weiterbildungskursen an der Universität Erlangen in Deutschland beurteilt. An jedem Kurs wurde Tetric EvoCeram mit einem anderen Material verglichen.

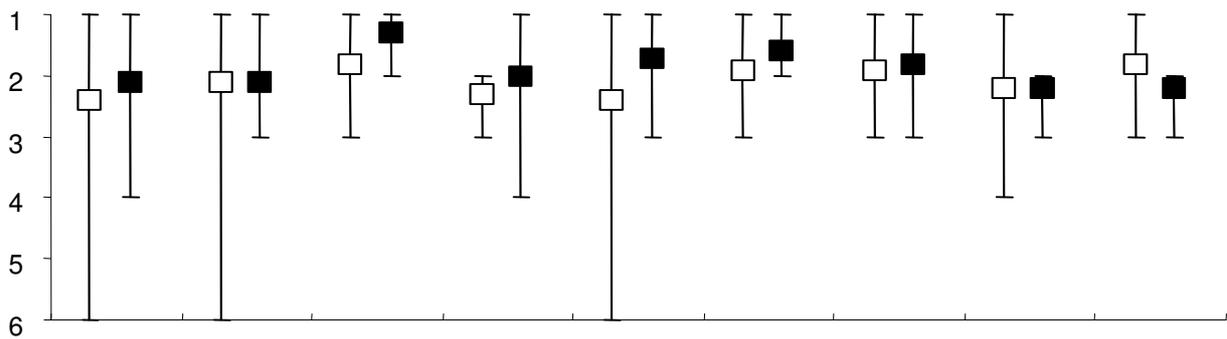
Alle Materialien wurden in Cavifils der Farbe A3 an die Testpersonen abgegeben. In einer Phantompraxis wurden unter klinischen Bedingungen in extrahierten menschlichen Zähnen Restaurationen der Klasse I und II gelegt. Die Testpersonen bewerteten die folgenden Eigenschaften der Materialien gemäss dem in Deutschland gebräuchlichen Schulnotensystem (d.h. 1 = beste Note; 6 = schlechteste Note).

- | | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| 1. Wie lässt sich das Material in die Kavität applizieren? | (Applikation) |
| 2. Wie lässt sich das Material modellieren? | (Modellation) |
| 3. Ist das Material ausreichend standfest? | (Standfestigkeit) |
| 4. Ist die Adaptation an die Kavitätenwände leicht möglich? | (Adaptation) |
| 5. Behindert Klebrigkeit am Instrument das Modellieren der Füllung? | (Klebrigkeit) |
| 6. Ist das Material homogen oder finden Sie viele Blasen nach der Modellation/ dem Ausarbeiten? | (Homogenität) |
| 7. Stellt die Lichtempfindlichkeit des Materials ein Problem bei der Verarbeitung unter der OP-Leuchte dar? | (Lichtempfindlichkeit) |
| 8. Wie lässt sich das Material in der Kavität bearbeiten (Überschussentfernung/ rotierende Bearbeitung)? | (Ausarbeitung) |
| 9. Wie lässt sich das Material polieren? | (Politur) |

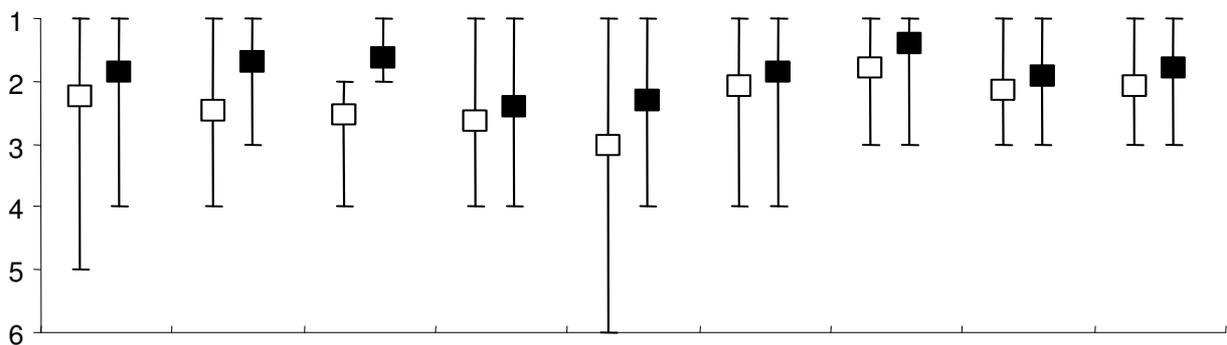
Die Ergebnisse dieser Handlungsbewertungen sind in den unten stehenden Grafiken dargestellt. Die kleinen Rechtecke bezeichnen die Durchschnittsnote und die Abweichungsbalken die höchste und tiefste Note, die für die einzelnen Kriterien vergeben wurden.



Vergleich der Handlungseigenschaften von Tetric Ceram (weisse Rechtecke) und Tetric EvoCeram (schwarze Rechtecke). 1 ist die beste und 6 die schlechteste Note.



Filtek Supreme (weisse Rechtecke), Tetric EvoCeram (schwarze Rechtecke)



Ceram X mono (weisse Rechtecke), Tetric EvoCeram (schwarze Rechtecke)

Applikation
Modellation
Standfestigkeit
Adaptation
Klebrigkeit
Homogenität
Lichtempfindlichkeit
Ausarbeitung
Politur

Der Vergleich zwischen Tetric EvoCeram und Tetric Ceram erbrachte keinen klaren Spitzenreiter. Die vergleichenden Bewertungen mit Filtek Supreme und Ceram X zeigten signifikante Unterschiede. Tetric EvoCeram erhielt gleich gute oder bessere Noten als Filtek Supreme für alle Kriterien ausser der Polierbarkeit. Im Vergleich mit Ceram X schnitt Tetric EvoCeram sogar in allen Kriterien besser ab.

Untersuchung: M. Tascher, Dr. N. Krämer, Universität Erlangen, Deutschland

4. Klinische Untersuchungen

4.1 Prof. Dr. Paul Lambrechts, Universität Leuven, Belgien

Studiendesign: Das Ziel bestand darin, eine dreidimensionale Analyse der Füllungen/Zahnoberflächen im Seitenzahnbereich zu erhalten, wozu Replika te angefertigt wurden. Bei etwa 15 Testpersonen wurden Tetric EvoCeram und Tetric Ceram Restaurationen *in situ* paarweise verglichen. Die Füllungen, welche mit dem selbststützenden AdheSE eingesetzt wurden, wurden am Anfang (Baseline) und nach 6, 12, 24, 36, 48 und 60 Monaten beurteilt. Mit einem 3D Laserscanner und einer REM-Auswertung von Replikaten sollten volumetrische und topographische Veränderungen der Füllungen und Zahnoberflächen festgestellt werden.

17 Tetric EvoCeram und 16 Tetric Ceram Füllungen sind zwischen November und Dezember 2003 gelegt worden. Die Baseline Untersuchung sowie die Nachuntersuchungen (6 Monate, 1, 2, 3, 4 und 5 Jahre) sind abgeschlossen, die klinischen Daten nach USPHS Kriterien sind nachfolgend dargestellt.

Resultate:

Tetric EvoCeram	Basislinie	6 Monate	12 Monate	24 Monate	36 Monate	48 Monate	60 Monate
Anatomische Form	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A
Farbanpassung	88%A, 12%B	88%A, 12%B	76%A, 24%B	76%A, 24%B	59%A, 41%B	47%A, 53%B	41%A, 59%B
Retention	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A
Randadaptation	100%A	82%A, 18%B	76%A, 24%B	53%A, 47%B	6%A, 94%B	6%A, 94%B	6%A, 94%B
Politur	76%A, 24%B	65%A, 35%B	59%A, 41%B	47%A, 53%B	24%A, 76%B	18%A, 82%B	12%A, 88%B
Oberflächenverfärbung	100%A	94%A, 6%B	88%A, 12%B	88%A, 12%C	76%A, 24%B	76%A, 24%C	94%A, 6%C
Postoperative Sensibilität	0%	0%	0%	0%	0%	0%	0%
Tetric Ceram	Basislinie	6 Monate	12 Monate	24 Monate	36 Monate	48 Monate	60 Monate
Anatomische Form	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	94%A, 6%C
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	94%A, 6%C
Farbanpassung	69%A, 31%B	69%A, 31%B	56%A, 44%B	44%A, 56%B	25%A, 75%B	19%A, 81%B	13%A, 81%B, 6%C
Retention	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A	94%A, 6%B
Randadaptation	100%A	63%A, 37%B	56%A, 44%B	44%A, 56%B	19%A, 81%B	13%A, 87%B	7%A, 87%B, 7%C

Politur	25%A, 75%B	19%A, 81%B	100%B	6%A, 94%B	6%A, 94%B	100%B	94%B, 6%C
Oberflächen- verfärbung	100%A	100%A	100%A	100%A	94%A, 6%C	94%A, 6%C	94%A, 6%C
Postoperative Sensibilität	13%	0%	0%	0%	0%	0%	0%

Fazit:

Während des Untersuchungszeitraums ging keine Restauration verloren; bei Tetric Ceram wurde eine ersetzt, bei Tetric EvoCeram musste keine der Restaurationen ersetzt werden.

Nach mehrjähriger Liegedauer wurden sowohl bei Tetric Ceram als auch bei Tetric EvoCeram vermehrt B-Bewertungen im Kriterium Randadaptation beobachtet. Derartige Beobachtungen wurden auch in anderen Studien mit selbststützenden Adhäsiven gemacht. Die Ursachen hierfür liegen mit hoher Wahrscheinlichkeit in der Wahl des Adhäsivtyps begründet und nicht beim Restaurationsmaterial. Bei Tetric EvoCeram wurde jedoch in keinem Fall Sekundärkaries festgestellt.

Nach 5 Jahren Liegedauer waren 14 der 16 Tetric Ceram-Restaurationen klinisch akzeptabel, was einer Rate von 87% entspricht, bei Tetric EvoCeram lag die Rate bei ausgezeichneten 94%.

Ebenso wurden nach 5 Jahren Liegedauer hinsichtlich anatomischer Form 100% der Tetric EvoCeram Restaurationen mit A bewertet und in 93% der Fälle waren die proximalen Kontaktpunkte vorhanden.

Zusammengenommen belegen die vorliegenden Daten die sehr gute klinische Performance von Tetric EvoCeram auch nach längerer Liegedauer.

4.2 Dr. Carlos Munoz, Dr. James Dunn, Loma Linda University, Kalifornien, USA**Studienaufbau:**

42 Frontzahnrestaurationen, z. B. Klasse III und IV Defekte an mittleren und lateralen Schneidezähnen und Eckzähnen, Schneidekantenreparaturen, Diastemaschluss und direkte Veneers, wurden mit Tetric EvoCeram angefertigt. Excite kam als Haftvermittler zum Einsatz. Zur Aushärtung des Adhäsivs und Composites wurde die Hochleistungs-LED bluephase verwendet.

Der Beginn der Studie war im April 2004. Bis September 2005 konnten 33 Restaurationen nach 12 Monaten untersucht werden. Zum Recall nach 3 Jahren standen 20 Restaurationen zur Verfügung, beim Recall nach 5 Jahren konnten 22 Restaurationen nachuntersucht werden.

Resultate:

Tetric EvoCeram	Basislinie	12 Monate	36 Monate	60 Monate
Anatomische Form	100%A	100%A	100%A	95%A, 5%D*
Farbanpassung	100%A	76%A, 24%B	100%A	100%A
Randadaptation	100%A	100%A	100%A	100%A
Randverfärbungen	100%A	94%A, 6%B	90%A, 10%B	91%A, 9%B
Oberflächenverfärbung	100%A	85%A, 15%B	100%A	100%A
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A

10 s, 1200 mW·cm ⁻²	Basislinie	6 Monate	12 Monate	24 Monate	36 Monate	48 Monate
Randadaptation	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	92%A, 8%B	90%A, 10%B
Randverfärbungen	100%A	100%A	100%A	100%A	94%A, 6%B	90%A, 10%B
Anatomische Form	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B	98%A, 2%B
Farbanpassung	86%A, 14%B	86%A, 14%B	86%A, 14%B	86%A, 14%B	86%A, 14%B	86%A, 14%B
Oberflächentextur	94%A, 6%B	88%A, 12%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B	94%A, 6%B
Retention	100%A	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B	98%A, 2%B	98%A, 2%B

Fazit:

Der Schwerpunkt der Untersuchung lag auf dem Vergleich der Randqualität bei unterschiedlichem Aushärtungsmodus. Die bisherigen Studienergebnisse machen deutlich, dass die Randqualität der Restaurationen nicht von der Bestrahlungsstärke abhängt und dass beide in dieser Studie getesteten Varianten zu klinisch erfolgreichen Restaurationen führen können. Auch nach 4 Jahren konnte hinsichtlich Randqualität kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Varianten festgestellt werden.

Die vorliegenden Ergebnisse aller untersuchten Parameter belegen zudem die ausgezeichnete klinische Leistungsfähigkeit des Materials als Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich.

4.4 Dr. Arnd Peschke, F&E Klinik, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein**Studienaufbau:**

Mitarbeiter und Mitarbeiterinnen der Ivoclar Vivadent AG, die Klasse I oder II Füllungen benötigten, wurden gebeten, an einer klinischen Studie mit Tetric EvoCeram teilzunehmen. Insgesamt wurden 50 Klasse I und II Kavitäten mit dem Total Etch Adhäsiv Syntac und Tetric EvoCeram im Rahmen der Untersuchung versorgt. Das Material wurde mit dem Pulse Programm von Astralis 10 polymerisiert und die Restaurationen mit Astropol poliert.

Status:

Die Nachuntersuchungen erfolgten nach 6 Monaten, einem, zwei und fünf Jahren. Nach 5 Jahren standen noch 34 Restaurationen für die Evaluation zur Verfügung. In 3 Fällen kam es zum „drop out“ wegen Änderungen der prothetischen Planung, die restlichen „drop outs“ sind durch Wegzug der Patienten begründet.

Resultate:

Nach 5 Jahren waren noch 100% der verfügbaren Restaurationen in situ, lediglich 1 Restauration (3%) musste wegen einer Materialfraktur repariert werden, 38% der Restaurationen zeigten immer noch einen klinisch „sehr guten“ bis „guten“ und 59% einen klinisch „befriedigenden“ Zustand. Die dokumentierten Randdefizite betrafen stets nur kleine Teilabschnitte des Gesamtrandes.

Tetric EvoCeram	Baseline	6 Monate	1 Jahr	2 Jahre	5 Jahre ⁴
Anzahl	50	50	49	45	34
Restaurationsbruch	100%A	100%A	100%A	100%A	97%A, 3%C
Rand-unregelmässigkeiten	100%A	82%A, 18%B ¹⁾	84%A, 16%B ¹⁾	84%A, 16%B	53%A, 26%A2 ²⁾ , 21%B ²⁾
Randverfärbungen	100%A	92%A, 8%B ¹⁾	88%A, 12%B ¹⁾	82%A, 18%B	46%A, 12%A2 ²⁾ , 42%B ²⁾
Randspalten	100%A	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B	88%A, 9%A2 ¹⁾ , 3%B ¹⁾
Unterschuss	100%A	98%A, 2%B	100%A	100%A	100%A
Oberflächen-beschaffenheit	100%A	84%A, 16%B ³⁾	88%A, 12%B ³⁾	87%A, 13%B	15%A, 50%A2, 35%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A	100%A
Postop. Sensibilitäten	97%A, 3%B	100%A	100%A	100%A	100%A
Überlebensrate	100%A	100%A	100%A	100%	100%

1) betroffen waren max. 10% der Restaurationsrandlänge.

2) betroffen waren max. 25% der Restaurationsrandlänge

3) betroffen waren nur kleine Bereiche innerhalb der okklusalen Auflagen

4) beim 5-Jahres Recall kamen die FDI Kriterien bei der Evaluation zur Anwendung, so dass zwischen A=klinisch exzellent, A2=klinisch gut, B=klinisch akzeptabel, C=klinisch unbefriedigend aber reparabel und D=klinischer Misserfolg unterschieden wurde.

Fazit:

Über einen Zeitraum von 5 Jahren waren noch alle nachuntersuchten Restaurationen in situ und es wurde kein absoluter Misserfolg beobachtet. Lediglich eine Füllung musste wegen eines Chippings mit geringem Aufwand repariert werden. Insgesamt zeigte die Kombination von Tetric EvoCeram und Syntac ein sehr zuverlässiges klinisches Verhalten (97% Erfolg nach 5 Jahren).

4.5 Prof. Dr. van Dijken, Universität Umea, Schweden – erste Studie

Studienaufbau: 8 Klasse I und 32 Klasse II Restaurationen sind in 20 Prämolaren und 20 Molaren mit Tetric EvoCeram und Excite als Adhäsiv gelegt worden. Die einzelnen Inkremente wurden in einer maximalen Schichtstärke von 2 - 3 mm mit dem HIP-Programm der Astralis 7 während 40 Sekunden lichtgehärtet.

Alle Füllungen sind bis Ende Mai 2003 gelegt worden. 39 von 40 Füllungen konnten nach 12 und 24 Monaten nachuntersucht werden. 38 Restaurationen konnten beim abschliessenden 3-Jahres Recall nachuntersucht werden.

Resultate:

	Basislinie	1 Jahr	2 Jahre	3 Jahre
Randanpassung	100%A	87%A, 13%B	87%A, 10%B, 3%D	79%A, 18%B, 3%D
Randverfärbung	100%A	97%A, 3%B	95%A, 5%B	86%A, 14%B

Anatomische Form	95%A, 5%B	92%A, 8%B	92%A, 5%B, 3%D	94%A, 3%B, 3%D
Sekundärkaries	100%A	97%A, 3%C	94%A, 6%C ²⁾	92%A, 8%C
Oberflächenrauheit	100%A	97%A, 3%B	97%A, 3%B	100%A
Postop. Sensitivitäten	100%A	100%A	100%A	100%A
Überlebensrate	100%A	97%A, 3%C	95%A, 5%C	92%A, 8%C

Fazit:

Während der 3-jährigen Studiendauer mussten 3 Füllungen wegen Sekundärkaries als unakzeptabel bewertet werden. Dies entspricht einer jährlichen Verlustrate von nur 2.6%. Besonders positiv fallen die stabilen Randverhältnisse und die Oberflächenqualität auf, die bei Tetric EvoCeram auch über Jahre nicht verloren gehen.

4.6 Prof. Dr. van Dijken, Universität Umea, Schweden – zweite Studie**Studienaufbau:**

62 Tetric EvoCeram und 62 Tetric Ceram Füllungen sind gemäss dem split mouth Prinzip in 52 Patienten gelegt worden. Bei allen Füllungen wurde Excite als Adhäsiv verwendet. Die Verteilung und Grösse der Füllungen sind in der untenstehenden Tabelle ersichtlich. Alle behandelten Zähne sind vital und stehen in Kontakt mit den Antagonisten und den benachbarten Zähnen. Die einzelnen Inkremente wurden in einer maximalen Schichtstärke von 2 - 3 mm mit dem HIP-Programm der Astralis 7 jeweils 20 s lichtgehärtet.

Flächen	Tetric EvoCeram		Tetric Ceram	
	Prämolar	Molar	Prämolar	Molar
1 Fläche	-	3	-	3
2 Flächen	13	19	14	26
3 Flächen	10	8	10	3
>3 Flächen	4	5	3	3
Total	27	35	27	35

Die Ausgangssituation (Baseline) wurde zwei Wochen nach Legen der Füllungen bewertet. Die Bewertung nach 36 Monaten ist im Dezember 2006 abgeschlossen worden.

Resultate:

Tetric EvoCeram	Basislinie	12 Monate	24 Monate	36 Monate
Anatomische Form	96%A, 4%B	93%A, 7%B	93%A, 3%B, 3%D	93%A, 2%B, 5%D
Randanpassung	100%A	90%A, 10%B	89%A, 8%B, 3%D	81%A, 14%B, 5%D
Randverfärbung	100%A	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	98%A, 2%C	98%A, 2%C

Oberflächenrauigkeit	100%A	100%A	100%A	98%A, 2%B
Postop. Sensibilität	98%A, 2%B	100%A	100%A	100%A
Tetric Ceram	Basislinie	12 Monate	24 Monate	36 Monate
Anatomische Form	98%A, 2%B	93%A, 7%B	93%A, 7%B	90%A, 7%B, 3%D
Randanpassung	100%A	90%A, 10%B	90%A, 10%B	88%A, 10%B, 2%D
Randverfärbung	100%A	98%A, 2%B	93%A, 7%B	95%A, 2%B, 3%C
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	98%A, 2%C
Oberflächenrauigkeit	100%A	100%A	100%A	100%A
Postop. Sensibilität	100%A	100%A	100%A	100%A

Fazit:

Die Handlungseigenschaften von Tetric EvoCeram wurden als 'gut' und als 'leicht zu adaptieren' bewertet. Das Material scheint während der Modellation eine leicht höhere Standfestigkeit aufzuweisen als Tetric Ceram.

Nach der Politur zeigten die Füllungen eine glatte Oberflächenbeschaffenheit. Nach 3 Jahren wurde die Oberflächenrauigkeit mit Ausnahme einer Tetric EvoCeram-Restauration für alle anderen mit 'glatt' bewertet.

Beide Studien von Dr. van Dijken zeigen, dass die klinische Leistung von Tetric EvoCeram auch mittel- bis langfristig ausgezeichnet ist.

4.7 Dr. Christian Gernhardt, Prof. Dr. H.-G. Schaller, Universität Halle, Deutschland**Studienaufbau:**

Das Ziel dieser Studie war die klinische Evaluation von AdheSE One in Kombination mit Tetric EvoCeram und Tetric Flow in Klasse I & II-Kavitäten. Das Hauptziel der Studie ist die langfristige Untersuchung der Randqualität mit AdheSE One und das Auftreten von post-operativen Sensibilitäten. Das sekundäre Ziel war es zu untersuchen, ob eine erste Schicht Tetric Flow, die alle Flächen der Kavität abdeckt, bessere Randqualitäten liefert als Tetric EvoCeram allein. Deshalb wurden 50 Paare Klasse I oder II-Kavitäten entweder mit Tetric EvoCeram allein versorgt oder es wurde eine initiale Schicht Tetric Flow mit einer Stärke von ca. 0.5 mm gefolgt von Tetric EvoCeram aufgetragen. Tetric EvoCeram wurde in Inkrementen mit einer Schichtstärke von maximal 2 mm aufgetragen und mit der bluephase Lampe im Soft Start (SOF) Modus polymerisiert.

Alle Restaurationen wurden zwischen April und Ende Juli 2006 gelegt. Die 6-Monats-Untersuchungen wurden im Januar 2007 und die 12-Monats-Untersuchungen im September 2007 abgeschlossen. Seit Ende November 2008 liegt der 24-Monatsbericht vor, in der Gruppe ohne Flow konnten 43 Restaurationen nachuntersucht werden, in der Gruppe mit Flow waren es 44.

Resultate:

ohne Flow	Baseline	6 Monate	12 Monate	24 Monate
Zahnvitalität	100%A	100%A	100%A	100%A
Postop. Sensibilitäten	96%A, 4%B	100%A	100%A	100%A
Randunregelmässigkeiten	100%A	96%A, 4%B	96%A, 4%B	93%A, 7%B
Randverfärbung	100%A	96%A, 4%B	94%A, 6%B	91%A, 9%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A
Oberflächenqualität	100%A	100%A	100%A	100%A
Farbtreue	100%A	100%A	100%A	100%A
Füllungsintegrität	100%A	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B
mit Flow	Baseline	6 Monate	12 Monate	24 Monate
Zahnvitalität	100%A	100%A	100%A	100%A
Postop. Sensibilitäten	96%A, 4%B	100%A	100%A	100%A
Randunregelmässigkeiten	100%A	94%A, 6%B	94%A, 6%B	91%A, 9%B
Randverfärbung	100%A	98%A, 2%B	98%A, 2%B	93%A, 7%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A	100%A
Oberflächenqualität	100%A	100%A	100%A	100%A
Farbtreue	100%A	100%A	100%A	100%A
Füllungsintegrität	100%A	100%A	96%A, 4%B	95%A, 5%B

Fazit:

Bei Baseline zeigten die Restaurationen keine Defizite bezüglich Randverfärbung, Randadaptation, Randspalt, Farbtreue, Oberflächenqualität, approximalem Kontakt und Bruch. Drei Patienten klagten über postoperative Sensibilitäten über einen Zeitraum von 24 h. Bei einem der Patienten hielten die Beschwerden über eine Woche lang an. Nach 6, 12 und 24 Monaten wurden keine wesentlichen Einbussen in der Qualität der Restaurationen festgestellt. Es zeigte sich kein Unterschied zwischen den beiden Testgruppen.

Nach 24 Monaten zeigten die Untersuchungskriterien Vitalität, Hypersensibilität, Sekundärkaries, Oberflächentextur, Farbanpassung und Erhalt des approximalen Kontakts keine Fehlerrate.

4.8 Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer, Universität Tübingen, Deutschland**Studienaufbau:**

Zur Untersuchung des Abrasionsverhaltens wurden 57 Füllungen bei 31 Patienten gelegt, zum Einsatz kamen Tetric EvoCeram und Tetric Ceram bei Klasse I oder II. Bei 25 Patienten konnten die Füllungen in zwei nebeneinanderliegenden Zähnen gelegt werden, sodass ein direkter Vergleich der beiden Materialien gegeben war. Als Haftvermittler kam das selbstätzende 2-Schritt-Adhäsiv 'AdheSE' zum Einsatz. Ab-

drücke wurden bei Baseline sowie nach 3, 6, 9 und 12 Monaten genommen. Die Attrition wurde mit einem 3D Laserscanner in den Kontaktpunkten gemessen.

Resultate:

Die Abrasionstiefen, welche in den Kontaktpunkten der Tetric EvoCeram- und Tetric Ceram-Füllungen gefunden wurden, sind in folgender Tabelle dargestellt.

	Tetric EvoCeram		Tetric Ceram	
	Median	Bereich	Median	Bereich
3 Monate	110	40 - 340	120	40 - 390
12 Monate	170	60 - 360	170	80 - 420

Die maximalen Abrasionstiefen in den Kontaktpunkten variieren über einen derart grossen Bereich, dass Unterschiede zwischen den Materialien nicht festgestellt werden können. Folglich bestimmen Kauverhalten der Patienten und die okklusale Situation die Abrasionstiefen weitaus mehr als das Restaurationsmaterial.

Im Beobachtungszeitraum von 12 Monaten ist keine Füllung frakturiert oder verloren gegangen.

4.9 Dr. Mark A. Latta, Creighton University School of Dentistry, Nebraska, USA

Studienaufbau:

55 Tetric EvoCeram Füllungen der Klasse V wurden in 28 Patienten gelegt. Als Adhäsiv wurde selbststützende AdheSE verwendet. Die Materialien wurden mit der Hochleistungs-LED bluephase ausgehärtet.

Der Baseline-Bericht wurde im September 2004 fertig gestellt. 26 Patienten mit 45 Restaurationen erschienen zu den Nachuntersuchungen nach 12 Monaten.

Resultate:

Tetric EvoCeram	Baseline	6 Monate	12 Monate
Farbanpassung	93%A, 7%B	91%A, 9%B	91%A, 9%B
Randverfärbungen	100%A	86%A, 14%B	76%A, 24%B
Randqualität	100%A	93%A, 7%B	71%A, 29%B
Sekundärkaries	100%A	100%A	100%A
Postop. Sensitivität	100%A	100%A	100%A
Retention	100%A	100%A	100%A

Fazit:

Es ist bemerkenswert, dass nach der Behandlung in allen Fällen vorher verspürte Zahnhalssensitivitäten verschwanden. Nach 6 und 12 Monaten wurden vermehrt B-Bewertungen im Kriterium Randverfärbungen beobachtet. Derartige Beobachtungen wurden auch bereits in Studien mit anderen selbststützenden Adhäsiven gemacht. Die Ursachen hierfür liegen mit hoher Wahrscheinlichkeit in der Wahl des Adhäsivtyps begründet und nicht beim Restaurationsmaterial. Gemäss der Beurteilung des Untersuchers könnten diese Randverfärbungen problemlos wegpoliert werden, worauf aber verzichtet wurde, um die Studienresultate nicht zu beeinflussen.

Die klinische Leistung des Materials wurde als hervorragend eingestuft. Die angenehmen Handlingeigenschaften, hervorragende Farb-anpassung, schnelle Politur wurden von den behandelnden Klinikern als bemerkenswerte Vorteile angesehen. Ebenso wird hervorgehoben, dass der ausgezeichnete Erhalt des Hochglanzes, der bei der Baseline-Untersuchung bemerkt wurde, grundsätzlich auch bei den Recalls nach 6 und 12 Monaten beobachtet wurde.

4.10 Prof. Dr. Reinhard Hickel, Dr. Jürgen Manhart, Universität München, Deutschland

Studienaufbau: 56 Klasse I und II Füllungen wurden mit Tetric EvoCeram und 43 mit Tetric Ceram gelegt. Das selbstätzende AdheSE kam als Bondingsystem zum Einsatz. Ein Grossteil der Füllungen (41 Tetric EvoCeram und 32 Tetric Ceram Restaurationen) wurde klinisch nach 6 Monaten nachuntersucht und beurteilt.

Resultate:

Tetric EvoCeram	Basislinie	6 Monate
Oberflächentextur	100%A	98%A, 2%B
Farbanpassung	100%A	100%A
Anatomische Form	100%A	100%A
Marginale Integrität	100%A	95%A, 5%B
Randverfärbung	100%A	100%A
Integrität Zahn	100%A	100%A
Integrität Füllung	100%A	100%A
Sensibilitäten	100%A	98%A, 2%B
Tetric Ceram	Basislinie	6 Monate
Oberflächentextur	100%A	94%A, 6%B
Farbanpassung	100%A	97%A, 3%B
Anatomische Form	100%A	100%A
Marginale Integrität	100%A	94%A, 6%B
Randverfärbung	100%A	91%A, 9%B
Integrität Zahn	100%A	100%A
Integrität Füllung	100%A	100%A
Sensibilitäten	100%A	94%A, 6%B

Fazit:

Die Nachuntersuchung nach 6 Monaten Liegedauer ergab für alle evaluierten Restaurationssysteme klinisch sehr gute Resultate. Es konnten überwiegend alpha-Bewertungen verteilt werden.

5. Toxikologische Daten

In Tetric EvoCeram wird die gleiche Monomierzusammensetzung eingesetzt wie in einem früheren Produkt (InTen-S), das einer gründlichen toxikologischen Untersuchung unterzogen worden ist. Der einzige Unterschied zwischen Tetric EvoCeram und jenem Produkt besteht darin, dass Tetric EvoCeram zusätzlich Mischoxid enthält. Dies hat jedoch keine Auswirkungen auf die toxikologischen Eigenschaften, da Mischoxid nicht löslich ist und in die Tetric EvoCeram Matrix eingebettet ist. Mischoxid wird zudem seit vielen Jahren in anderen dentalen Compositematerialien, darunter auch Tetric Ceram, eingesetzt. Um nachzuweisen, dass die toxikologischen Daten, die für das frühere Produkt ermittelt worden sind, auch auf Tetric EvoCeram zutreffen, wurden lösliche Inhaltsstoffe von Tetric EvoCeram analysiert. Ein signifikanter Unterschied zwischen den ausgelaugten Bestandteilen von Tetric EvoCeram und dem früheren Produkt ist nicht gefunden worden. Die Wiederholung des Zytotoxizitätstests und eines Mutagenitätstests mit Tetric EvoCeram haben diese Ergebnisse bestätigt.

5.1 Zytotoxizität

Tetric EvoCeram Proben wurden im RPMI 1640 Zellkulturmedium gemäss ISO 10993-12 extrahiert. Danach wurden L929 Zellen während 24 Stunden mit diesem Extrakt in Kontakt belassen. Mit der Hilfe von Tetrazolium-Farbstoff (XTT) wurde nach 24 Stunden die Vitalität dieser Zellen gemessen. Eine Inhibition wurde mit dem unverdünnten Extrakt nicht festgestellt. Ähnlich wie frühere Untersuchungen [18] zeigen diese Ergebnisse, dass sich zytotoxische Substanzen nicht aus Tetric EvoCeram [19] herauslösen können.

5.2 Mutagenität

Extrakte von Proben eines früheren Produkts mit der gleichen Monomierzusammensetzung wurden mittels eines Rückmutationstests (Ames Test) [20] und eines Maus-Lymphoma-Assay [21] untersucht. In keinem dieser Tests wurden Anzeichen einer mutagenen Aktivität beobachtet. Diese Daten sind durch einen Rückmutationstest mit Tetric EvoCeram bestätigt worden [22].

5.3 Schlussfolgerungen

Die vorliegenden Daten mit Tetric EvoCeram und die Resultate mit einem Material, das die gleiche Monomierzusammensetzung aufweist, lassen darauf schliessen, dass Tetric EvoCeram in ausgehärtetem oder unausgehärtetem Zustand bei sachgerechtem Gebrauch kein Gesundheitsrisiko darstellt. Jedoch muss bei der Behandlung von Patienten, die auf diese Art von Materialien allergisch sind, auf das allgemein bekannte Sensibilisierungspotential von Methacrylaten geachtet werden. In seltenen Fällen können bei Personen, die das Material verarbeiten, Kontaktallergien auftreten.

6. Literatur

1. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and glycidyl acrylate. 1962; Patent No: 3,066,112.
2. Lutz F, Besek M, Göhring T, Krejci I. Amalgamersatz - klinisches Potenzial. Acta Med Dent Helv 2000;3:21-30.
3. Setcos JC. Heliomolar radiopaque als Amalgamersatz? Eine Fünf-Jahres-Studie von James C. Setcos, Manchester. Phillip J 1995;12:93-95.
4. Mjoer IA, Pakhomov GN. Dental amalgam and alternative direct restorative materials. WHO 1997;2:75-92.
5. Buonocore M. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. J Am Dent Assoc 1970;80:324-330.
6. Bassiouny MA, Grant AA. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. Br Dent J 1978;145:327-330.
7. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk 1983;93:914-929.
8. Michl R, Wollwage P. Werkstoff für Dentalzwecke. 1975; Patent No: DT 24 03 211 A1.
9. Christensen RP, Christensen GJ. In vivo comparison of a microfilled and a composite resin: a three-year report. J Prosthet Dent 1982;48:657-663.
10. Wegelin H. Die Behandlung traumatisch geschädigter Frontzähne. Schweiz Mschr Zahnheilk 1978;88:623-629.
11. Mannerberg F. Isosit, ein neuer Füllungswerkstoff. Quintessenz 1977;28:33-42.
12. Suzuki S, Leinfelder K, Kawai K, Tsuchitani Y. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. Am J Dent 1995;8:173-178.
13. Buddenberg M. Die Vorteile fließfähiger Komposits am Beispiel von Tetric Flow. ZWR 1998;107:482-483.
14. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. Dent Mater 1996;12:218-226.
15. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. Dent Mater 1991;7:281-287.
16. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. J Dent Res 1993;72:1532-1536.
17. Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. Dent Mater 2003;19:1-11.
18. Glos M. Cytotoxicity assay in vitro. RCC - CCR Report No. 686601. 2000.
19. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro. RCC - CCR Report No. 814702. 2004.
20. Sokolowski A. Salmonella typhimurium reverse mutation assay. RCC - CCR Report No. 686602. 2001.
21. Wollny H. Cell mutation assay. RCC - CCR Report No. 686603. 2001.
22. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia Coli reverse mutation assay. RCC - CCR Report No. 814705. 2004.

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten ("Information"). Die Dokumentation und die Informationen sind allein für den internen Gebrauch von Ivoclar Vivadent 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.

Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir, noch eine mit uns verbundene Partei, können 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 vergleichbaren Informationen entstehen) noch für poenale 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 & Entwicklung
Wissenschaftlicher Dienst
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Dr. Urs Lendenmann / Dr. Marion Wanner
Datum: Februar 2011
Ersetzt Version: September 2006
