

GrandiSO

WISSENSCHAFTLICHE PRODUKTINFORMATION

VOCO
DIE DENTALISTEN

VOCO – DIE DENTALISTEN

Das familiengeführte und konzernunabhängige Cuxhavener Unternehmen VOCO setzt seit nunmehr 30 Jahren mit intensiver Forschungs- und Entwicklungsarbeit neue Maßstäbe in der Entwicklung innovativer Produkte. Mit der Entwicklung von GrandioSO wird diese Erfolgsgeschichte nun um ein neues Kapitel erweitert.

Die Basis für das Know-How in der Entwicklung von Füllungs-Composites stellt das von 2000-2003 laufende BMBF-Projekt „Bioverträgliche Werkstoffe auf Basis Monomer-freier Nano-Composites für Zahnfüllungsmaterialien und Prothetik“. Die wegweisenden Erkenntnisse dieses Forschungsprojektes führten zur Entwicklung des weltweit ersten Nano-Hybrid Composites: Grandio. Sieben weitere Jahre Forschungs- und Entwicklungsarbeit in den VOCO Laboratorien sowie Kooperationen mit weltweit über 150 Universitäten und Forschungseinrichtungen münden nun in einem nochmals verbesserten Füllungsmaterial: GrandioSO.

Qualität made in Germany

VOCO war 1994 eines der ersten Unternehmen, welches ein zertifiziertes Qualitätssicherungssystem vorweisen konnte (EN ISO 9001/EN ISO 13485/Richtlinie 93/42 EEC Anhang II). Die ca. 20 Mitarbeiter in unserer Qualitätskontrolle garantieren dafür, dass Sie unsere Produkte stets in der gleichbleibend hohen Qualität erhalten, die Sie zu Recht von uns erwarten.

Innovationen für die Zahngesundheit

Hier in Cuxhaven entsteht die zertifizierte Qualität „Made in Germany“ auf über 22.000 m². Forschung, Produktion und Verwaltung unter einem Dach garantieren kurze Wege und die intensive Zusammenarbeit der einzelnen Abteilungen. So können Standards in der Entwicklung innovativer Dentalprodukte gesetzt werden. VOCO – Die Dentalisten



Der Firmensitz in Cuxhaven an der Nordsee aus der Luft.



Inhalt

Die Dentalisten	2
Qualität made in Germany	2
GrandioSO – State Of The Art	5
Modernste Technologie „Made in Germany“	5
Nanotechnologie in dentalen Werkstoffen	5
Das GrandioSO Konzept	7
Leistungsprofil + Indikationen	8
Leistungsprofil	8
Indikationen	9
GrandioSO – Stress Optimised	10
Physikalische Parameter zur Randintegrität von GrandioSO	10
Schrumpfung	10
Schrumpfungsstress	10
Elastizitätsmodul	10
Untersuchungen	12
Schrumpfung	12
Schrumpfungsstress	13
Elastizitätsmodul	14
Thermisches Verhalten	15
Untersuchungen	16
Thermischer Ausdehnungskoeffizient	16
Beispiel: Thermisches Verhalten bei Klasse I Füllung	17
Zusammenfassung	18
GrandioSO – Strength Optimised	19
Physikalische Parameter zur Stabilität von GrandioSO	19
Biegefestigkeit und Ermüdungsresistenz	19
Druck- und Zugfestigkeit	19
Kantenstabilität	19
Creep und Permanent Set	19
Haftung	19
Untersuchungen	20
3-Punkt Biegefestigkeit	20
3-Punkt Biegefestigkeit nach Thermocycling	21
4-Punkt Biegefestigkeit	22
Ermüdungsresistenz	23
Druckfestigkeit	24
Diametrale Zugfestigkeit	25
Kantenstabilität	26
Creep	27
Haftwerte auf Schmelz	28
Haftwerte auf Dentin	29
Zusammenfassung	30

GrandioSO – Surface Optimised	31
Physikalische Parameter zur Oberflächenbeschaffenheit von GrandioSO	31
Oberflächenhärte	31
Abrasion	31
Politur	31
Untersuchungen	32
Oberflächenhärte	32
ACTA-Abrasion	33
Oberflächenglanz nach Politur	34
Oberflächenrauigkeit I	35
Oberflächenrauigkeit II	36
Oberflächenrauigkeit II	37
Zusammenfassung	38
GrandioSO – Solubility Optimised	39
Physikalische Parameter zum Verhalten in wässrigem Milieu von GrandioSO	39
Wasserlöslichkeit	39
Wasseraufnahme	39
Untersuchungen	40
Löslichkeit in Wasser	40
Wasseraufnahme	41
Zusammenfassung	42
GrandioSO – Speed Optimised	43
Verarbeitungseigenschaften von GrandioSO	43
Handlingeigenschaften	43
Tageslichtbeständigkeit	43
Röntgenopazität	43
Lichthärtezeiten	43
Untersuchungen	44
Handlingeigenschaften	44
Tageslichtbeständigkeit	45
Röntgenopazität I	46
Röntgenopazität II	47
Zusammenfassung	48
Literaturverzeichnis	49

Adper Prompt L-Pop, BelleGlass NG, Ceram X, Ceram X Mono, Clearfil APX, Clearfil S3, Clearfil SE Bond, Estelite Σ Quick, Esthet-X, ExciTE, Filtek Silorane, Filtek Supreme, Filtek Supreme XT, Filtek Supreme XTE, Filtek Z100, Filtek Z250, Graft LC, Herculite XRV Ultra, Kalore, Lite-fill II, Miris II, N'Durance, One Coat Bond, Optibond all-in-one, Palfique Lite Posterior, Premise, QuiXfil, Spectrum TPH3, Synergy D6, Tetric Ceram, Tetric EvoCeram, Venus und Venus Diamond sind keine eingetragenen Warenzeichen der VOCO GmbH.

GrandioSO – State Of The Art Modernste Technologie „Made in Germany“

Nanotechnologie in dentalen Werkstoffen

Das Wort Nanotechnologie ist heutzutage in aller Munde und wird als Schlüsselbegriff in Technik und auch Marketing täglich verwendet. Dabei ist die Nanotechnologie ein so vielfältiges und weitreichendes Gebiet, dass eine genauere Erklärung der in Dentalmaterialien verwendeten Nanowerkstoffe sinnvoll ist.

Die Vorsilbe Nano beschreibt zunächst lediglich Teilchen, die eine Größe von gerade mal 1-100 Nanometern besitzen. Anders gesagt sind dies 0,000000001-0,0000001 Meter. Da auch diese Zahlen schwer vorstellbar sind, hilft ein Vergleich mit zwei Kugeln, dessen Dimensionen eher verinnerlicht werden können: Eine Nanofüller verhält sich in seiner Größe zu einem Fußball, wie der Fußball sich zur Erde verhält (Abb. 1).



Abb. 1: Nanopartikel verhalten sich größenmäßig zu einem Fußball, wie der Fußball zur Erde. Der Durchmesser eines Nanopartikels entspricht damit ungefähr ca. 500 Atomen. Biologisch entspricht das der Größenordnung der kleinsten Bakterien, bzw. der größten bekannten Enzyme.

Nanoteilchen sind also sehr kleine Teilchen. Warum ist die Verwendung von solch kleinen Partikeln ein Vorteil? Um diese Frage zu beantworten sollte zunächst die Funktion der Füllkörper in Dentalmaterialien betrachtet werden. Composites setzen sich aus zwei wesentlichen Bestandteilen zusammen: Einem Harz und den Füllkörpern. Das Harz bildet bei Belichtung ein dreidimensionales Netzwerk aus, in dem die Füllkörper eingebettet werden. Die Füllkörper selbst verleihen dem Composite vor allem Festigkeit - die anorganischen Füllkörper sind wesentlich härter als das organische Netzwerk. Für gute physikalische Eigenschaften in Bezug auf Festigkeit und Stabilität ist daher ein maximaler Füllstoffgehalt vorteilhaft. Ein weiterer Vorteil hoher Füllstoffgehalte ist die verringerte Schrumpfung. Im Zuge der Polymerisationsreaktion kommen sich die Harzbestandteile des Composites näher und bilden

das dreidimensionale Netzwerk: Das Material erfährt eine Volumenschrumpfung. Diese betrifft aber nur die Harzbestandteile, so dass sich als Faustregel sagen lässt, dass die Schrumpfung umso niedriger ausfällt, je höher der Anteil an anorganischen Füllkörpern ist.

In der Theorie muss also lediglich der Anteil der Füllkörper erhöht werden, um die Materialeigenschaften zu verbessern. Dies ist in der Realität allerdings nicht so einfach. In der Entwicklung von Füllungs-Composites steht nicht nur eine maximale Stabilität im Vordergrund. Auch andere Parameter wie Modellierbarkeit, Polierbarkeit und Ästhetik spielen eine Rolle. Hierbei bieten Füllkörper verschiedener Größen diverse Vor- und Nachteile:

Makrofüller mit einem Durchmesser von 10 oder mehr Mikrometern führen zu einer schlechten Polierbarkeit, da bei der Politur ganze Makrofüller herausgerissen werden können. Die verbleibenden Krater sorgen für eine hohe Oberflächenrauigkeit, die auch die Ästhetik durch unterschiedliches Reflexionsverhalten beeinträchtigen. Durch eine relativ hohe Inhomogenität zwischen organischen und anorganischen Bestandteilen ist auch die Bruchfestigkeit eher gering. Ein Vorteil der Makrofüller ist, dass sie die Viskosität des Materials nicht so stark beeinflussen, zudem führen Makrofüller dazu, dass das Material nicht am Instrument klebt.

Mikrofüller mit einem Durchmesser von ca. 1-5 µm wirken sich nicht negativ auf den Glanz aus, auch die Verteilung von organischen und anorganischen Bestandteilen wird homogener. Die Nachteile von Makrofüllern bestehen hier nicht. Mikrofüller bergen aber ein anderes Problem: Mit kleiner werdenden Teilchen steigt das Oberfläche-Volumen-Verhältnis. Durch die extrem vergrößerte Ober- und damit Kontaktfläche zum umgebenden Harz, bedingt eine Beimischung von Mikrofüllern zu einem Composite immer auch eine Erhöhung der Viskosität. Ab einem gewissen Grad wird die Mischung zu fest, um vom Zahnarzt modelliert werden zu können. Aus diesem Grund ist bei Mikrohybrid-Composites der Füllstoffgehalt auf ca. 80% begrenzt.

Nanofüller, mit einem Durchmesser von 1-100 nm, besitzen faszinierende Eigenschaften, da sich Partikel dieser Größenordnung nicht immer wie erwartet verhalten. In der Fortführung der Reihe Makro-, Mikro-, Nanofüller sollte man z.B. erwarten, dass die Viskosität bei Zugabe von Nanofüllern weiter steigt. Das Gegenteil ist jedoch der Fall: Nanofüller verhalten sich bis zu einem gewissen Grad wie Flüssigkeiten. Während Mikro-gefüllte Harze mit einem Füllstoffgehalt von 40% hochviskos sind, ist ein mit Nano-Teilchen gefülltes Harz gleicher Konzentration immer noch flüssig (Abb. 2).

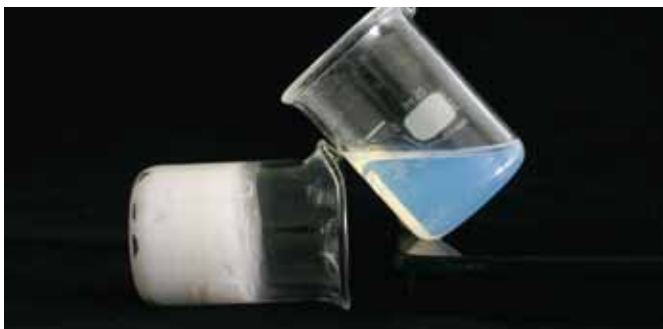


Abb. 2: Ein Harz mit 40 % Mikrofüller (links) verhält sich wie eine feste Masse während ein mit Nano-Teilchen gefülltes Harz gleicher Konzentration (rechts) noch flüssig ist

Die vormals bestehende Obergrenze von ca. 80% Füllstoffgehalt kann also übertroffen werden. Damit reduziert sich die Schrumpfung, die Stabilität wird weiter erhöht.

Wieder erscheint die Theorie recht einfach. Warum hat es dann bis Anfang dieses Jahrtausends gedauert, bis Nano-Hybrid Materialien entwickelt wurden? Die Antwort beruht auf der Schwierigkeit, Teilchen in dieser sehr kleinen Dimension herzustellen und vor allem zu isolieren. Nanokörper zeichnen sich durch ein noch höheres Oberfläche-Volumen-Verhältnis aus als Mikrofüller. Eine Konsequenz aus diesem hohen Verhältnis ist die sogenannte Agglomeration. Nanoskalige Füllkörper können relativ leicht durch Flammenpyrolyse von Siliciumtetrachlorid hergestellt werden. Das Produkt aus diesem Prozess ist pyro-

gene Kieselsäure. Diese besteht aus kleinen Kugeln mit einem Durchmesser von weniger als 100 nm, allerdings haften diese Kugeln aneinander und verklumpen zu größeren Partikeln (Abb. 3). Diese Partikel haben wiederum einen Durchmesser von mehr als 100 nm womit die zuvor genannten positiven Eigenschaften der Nanopartikel verloren gehen. VOCO ist es gelungen, diesen Verklumpungsprozess durch eine entsprechende Beschichtung der einzelnen Nanofüller zu unterbinden. Nur mit Hilfe dieser Technologie lassen sich Füllstoffgehalte von mehr als 85% realisieren.

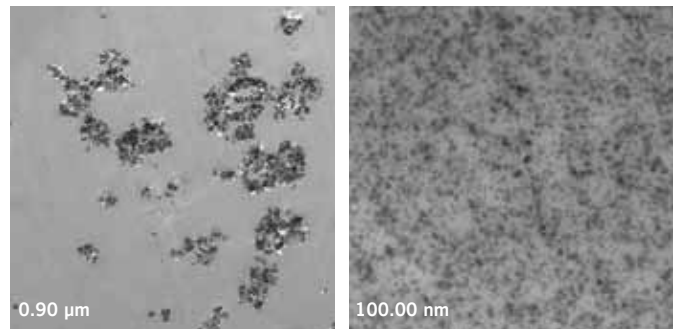


Abb. 3: Durch Flammenpyrolyse gewonnene, agglomerierte Nano-Teilchen (links) sowie nicht agglomerierte Nano-Teilchen (rechts) in einer Harzmatrix

Die Beschichtung der Nanofüller verleiht den Nanofüllern weitere positive Eigenschaften. Als Beschichtungsmaterial dient eine organisch-anorganische Hybridverbindung. Diese kann an der Polymerisationsreaktion des Harzes teilnehmen, so dass nach der Aushärtung des Materials ein fester chemischer Verbund zwischen Nanofüllern und der umgebenden Matrix besteht. Neben den offensichtlichen Vorteilen in Bezug auf die Stabilität durch eine größere Quervernetzung im dreidimensionalen Netzwerk ist dies auch ein Vorteil in Bezug auf mögliche Risiken.

Das GrandioSO Konzept

GrandioSO ist ein Nano-Hybrid Composite. Hybrid-Composites sind Materialien, in denen Füllstoffe unterschiedlicher Größe kombiniert werden, im Falle von Nano-Hybriden sind dies Mikro- und Nanofüller. Im Composite können sich die größeren Füllkörper zu einer mehr oder weniger raumerfüllenden Kugelpackung anordnen, die dabei entstehenden Zwischenräume werden von den Nanofüllern aufgefüllt. Auf diesem Weg ist es möglich, eine sehr homogene Verteilung von Harz und Füllkörpern zu erhalten (Abb. 4), die für die sehr guten physikalischen Eigenschaften von GrandioSO unabdingbar ist. Die Zusammensetzung von GrandioSO gestaltet sich wie folgt:

Füllstoffe:

- Glaskeramikfüller mit einer mittleren Partikelgröße von 1 μm
- Funktionalisierte Siliziumdioxid Nanopartikel mit einer Größe von 20-40 nm
- Farbpigmente (Eisenoxid, Titandioxid)

Harz:

- BisGMA, BisEMA, TEGDMA

Daneben werden noch Kampferchinon als Photokatalysator und Butylhydroxytoluol (BHT) als Stabilisator verwendet.

Die Kombination der Füllstoffpartikel ermöglicht es, GrandioSO mit einem Füllstoffgehalt von 89 Gew.-% zu versehen.

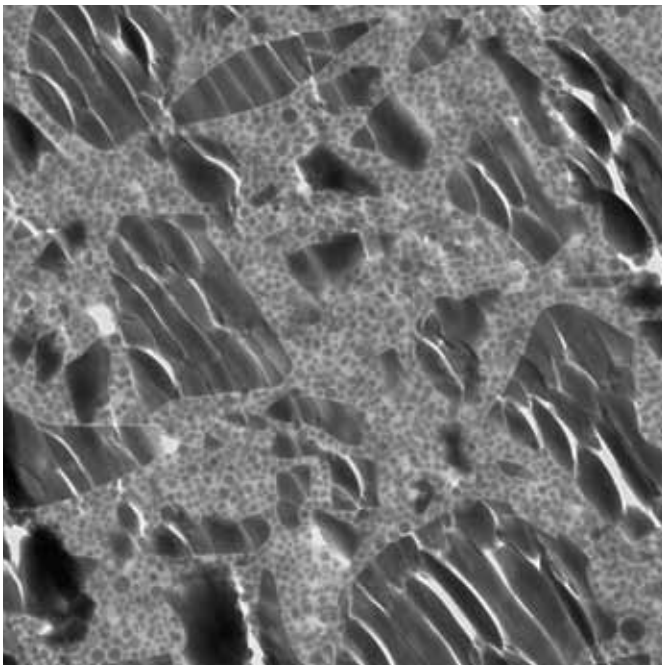


Abb. 4: Transmissionselektronenmikroskopische Aufnahme von GrandioSO. Homogene Verteilung von Nano- und Mikrofüllern in der Harzmatrix (Behrend, 2010)

Leistungsprofil + Indikationen

GrandioSO		
Füllstoffgehalt Gew.% (Vol.%)	89 (73)	DIN 51081
Elastizitätsmodul	16650 MPa	ISO 4049
Thermischer Ausdehnungskoeffizient (α)	27,3	Fraunhofer Institut ISC
Schrumpfung	1,61 %	analog Watts et al.
3-Punkt-Biegefestigkeit (24 h, 37 °C Wasserlagerung)	187 MPa	ISO 4049
3-Punkt-Biegefestigkeit nach Thermocycling (3000 Zyklen, 5°/55°C)	158 MPa	ISO 4049
4-Punkt-Biegefestigkeit	139 MPa	Universität Erlangen
Druckfestigkeit	439 MPa	analog ISO 9917
Kantenstabilität	134 N	Universität Manchester
Creep (7 d, 37 °C Wasserlagerung)	0,36%	Universität Manchester
Permanent Set (7 d, 37° C Wasserlagerung)	0,03%	Universität Manchester
Wasserlöslichkeit	< 0,1 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	ISO 4049
Wasseraufnahme	12 $\mu\text{g} / \text{mm}^3$	ISO 4049
Oberflächenhärte (Mikro-Vickershärte)	211 MHV	Universität Rostock
Abrasion (200.000 Zyklen)	18 μm	ACTA 3-Medien
Oberflächenglanz (poliert mit Dimanto, 5000 rpm)	84 GU	DIN 67530
Oberflächenrauigkeit R_a	0,045 μm	Universität Dublin
Durchhärtetiefe (800 mW/cm ²)	2,8 mm / 20 s	ISO 4049
Tageslichtbeständigkeit	4'30''	ISO 4049
Schmelzhaftung mit Futurabond DC	29 MPa	Universität Tanta
Röntgenopazität	320 %Al	ISO 4049

Indikationen

- Füllungen der Klassen I bis V
- Rekonstruktion von traumatisch beschädigten Frontzähnen
- Verblendung von verfärbten Frontzähnen
- Form- und Farbkorrekturen zur Verbesserung der Ästhetik
- Verblockung, Schienung von gelockerten Zähnen
- Facettenreparaturen
- Restauration von Milchzähnen
- Kronenstumpfaufbauten
- Composite-Inlays

GrandioSO – Stress Optimised

Physikalische Parameter zur Randintegrität von GrandioSO

Im Gegensatz zu Amalgam und Glasionomerzementen schrumpfen alle Composites während der Aushärtungsreaktion. Dies ist einer der Gründe, warum es zwingend erforderlich ist, Composites adhäsiv an die Zahnhartsubstanz zu binden. Nur durch eine starke und intakte Befestigung kann die Entstehung von Randspalten verhindert werden, die langfristig zu Sekundärkaries führen könnte. Um der Entstehung von Randspalten auch langfristig entgegenzuwirken, müssen in der Entwicklung von Füllungsmaterialien auf Composite-Basis alle Faktoren bedacht werden, welche zu Zug-, Druck- oder Scherkräften auf den Adhäsivverbund beitragen. In der Vergangenheit wurde dies vor allem an einem Wert festgemacht: der Volumenschrumpfung. Der Theorie nach übt ein Composite dann geringen Stress auf die Kavitätenwand aus, wenn der Grad der Schrumpfung gering ist. Dieser Ansatz allein ist allerdings zu kurz gesprungen, da auch andere Faktoren Einfluss auf den Stress nehmen. Diese werden nachfolgend ausführlich dargestellt.

Schrumpfung

Die Ursache der Schrumpfung liegt in der Ausbildung des dreidimensionalen Polymernetzwerkes während der Polymerisation. Hierbei trägt lediglich der Harzanteil eines Composites zur Schrumpfung bei. Moderne Nano-Hybrid Composites wie GrandioSO bieten hier einen großen Vorteil: Die Verwendung von Nanofüllstoffen ermöglicht es, Composites mit höheren Füllstoffgehalten zu entwickeln. Bei Mikrohybrid-Composites setzt die zunehmende Viskosität bei höheren Füllstoffgehalten einen Grenzwert von ca. 80 Gew.-%. Wird bei einem Mikrohybrid der Füllstoffgehalt weiter erhöht, so wird das Material für die Verarbeitung zu fest. Bei Verwendung von Nanofüllern ist dies anders. Nanofüller verhalten sich in einer Matrix bis zu einem gewissen Anteil wie eine Flüssigkeit. Ein Gehalt von 50-60 Gew.-% isolierter Nanofüllstoffe beeinflusst die Konsistenz des Materials nicht maßgeblich. *Im GrandioSO konnte durch die Verwendung von Nanofüllstoffen ein Gesamtfüllstoffgehalt von 89% erreicht werden.* Dieser Füllstoffgehalt bedeutet in einer umgekehrten Betrachtungsweise, dass sich lediglich 10% Harz im Composite befinden (ca. 1% Photokatalysator, Stabilisatoren und Pigmente). Nur 10% des Materials schrumpfen damit während der Aushärtungsreaktion, was im Vergleich gerade gegenüber Mikrohybriden zu einer deutlich reduzierten Volumenschrumpfung führt.

Schrumpfungsstress

Die Relevanz der Volumenschrumpfung ist in jüngerer Zeit durch die Diskussion des Schrumpfungsstress erweitert worden. Wie oben beschrieben, ist die Schrumpfung ein Wert, der in Volumenprozent angegeben wird. In der klinischen Realität ist eine reine Volumenschrumpfung an gebondeten Oberflächen aber nicht möglich, so dass hier durch die Schrumpfung eine Zugkraft auf das Bondingmaterial entsteht. Diese Zugkraft wird auch als Schrumpfungsstress bezeichnet. Die Messmethoden für die Größe dieser Zugkraft unterscheiden sich stark. Es wurden sowohl optische als auch mechanische, statische als auch dynamische Verfahren entwickelt. Allen Verfahren gemein ist die Vermessung von sehr großen Inkrementen. In vielen Messungen werden Prüfkörper in Größen angefertigt, die nicht dem Volumen der Composites bei der Applikation in der Schichttechnik entsprechen. Zudem werden in diesen Testverfahren stets gegenüberliegende Kavitätenwände mit einem Inkrement verbunden, eine Vorgehensweise die durch die Schichttechnik gerade zu verhindern versucht wird. Nichtsdestotrotz ist ein Blick auf diese Messwerte nützlich, da sie zumindest einen Vergleich diverser Materialien zulässt, auch wenn die Größe der gemessenen Schrumpfkraft höher ist als in der klinischen Realität.

Elastizitätsmodul

Der Schrumpfungsstress stellt eine statische Belastung für die Adhäsivschicht dar. Ein Bonding unterliegt aber nicht nur dieser statischen Belastung, auch dynamische Belastungen treten täglich auf. Die wichtigste dynamische Belastung stellt in diesem Zusammenhang der Kaustress dar. Während des Kauvorganges wirken täglich große Kräfte auf eine Füllung. Inwieweit diese Kräfte gleichmäßig über die Restauration abgeleitet werden, wird maßgeblich vom Elastizitätsmodul, kurz E-Modul, bestimmt. Dieser beschreibt das Verformungsverhalten von Materialien bei Belastung. Je näher das Elastizitätsverhalten des Füllungsmaterials am Verhalten der natürlichen Zahnhartsubstanz liegt, desto besser ist die Verteilung der auftretenden Kräfte im gesamten „System Zahn“. Die Abhängigkeit der Größe des Kaustresses vom E-Modul der Füllungsmaterialien wurde von Asmussen et al. (2008) untersucht. In Abbildung 5 ist das Ergebnis dieser Studie gezeigt.

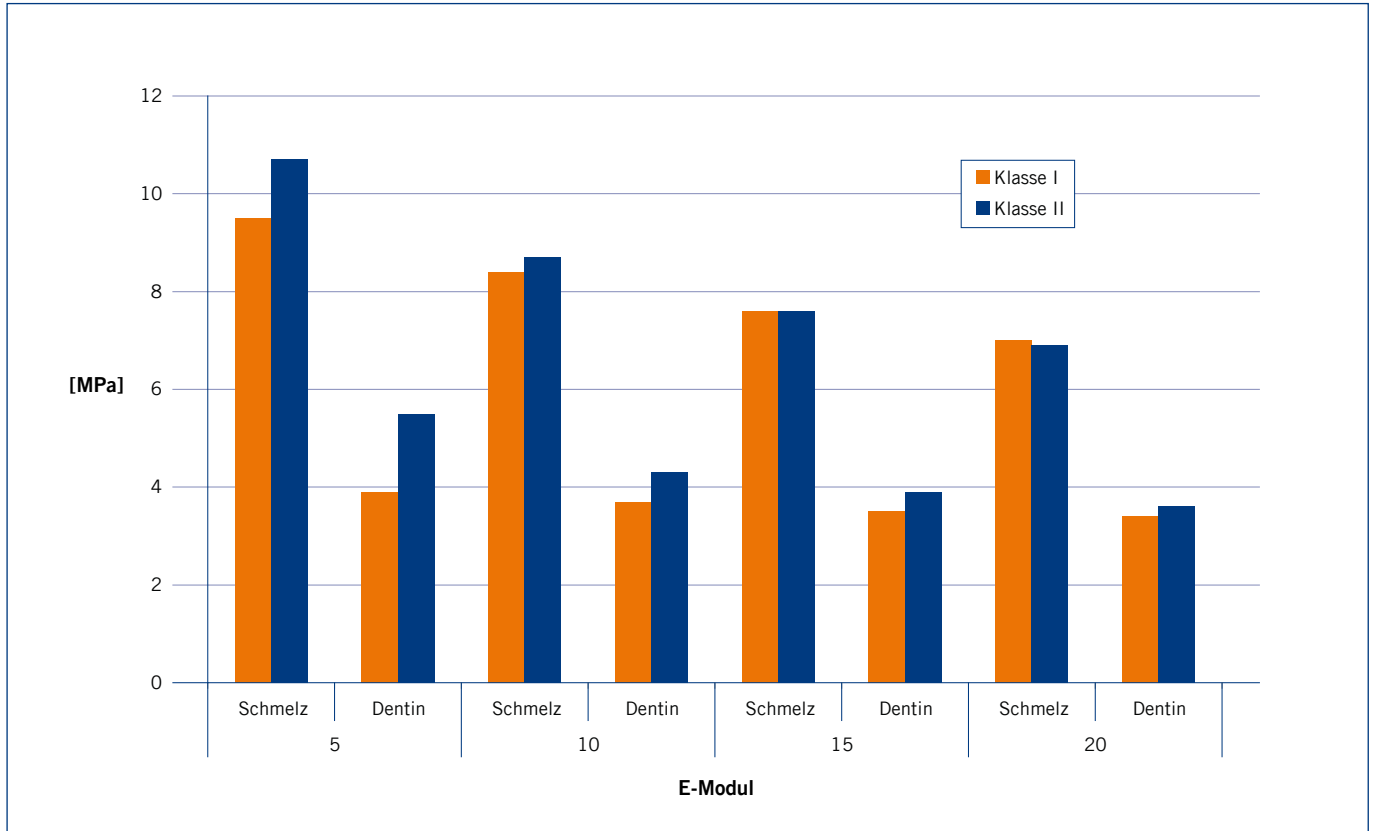


Abb. 5: Abhängigkeit des Kaustresses (y-Achse) vom E-Modul des Restaurationsmaterials (x-Achse) auf Schmelz und Dentin in Klasse I und II Füllungen (Asmussen 2008).

Wie der Abbildung zu entnehmen ist, sinkt die Belastung auf den Adhäsivverbund mit zunehmendem E-Modul (oder besser zahnähnlicherem E-Modul) des Materials. Ein niedriger E-Modul, der in Bezug auf den statischen Stress leichte Vorteile bringt, da er auftretende Schrumpfungskräfte durch elastische Deformation kompensieren kann, wirkt sich also in der täglichen Kaubelastung negativ aus. Die meisten Composites besitzen einen E-Modul von 8-12 GPa (fließfähige Composites liegen nochmals darunter). Diese Werte liegen deutlich unterhalb der Werte für die natürliche Zahnhartsubstanz.

Untersuchungen

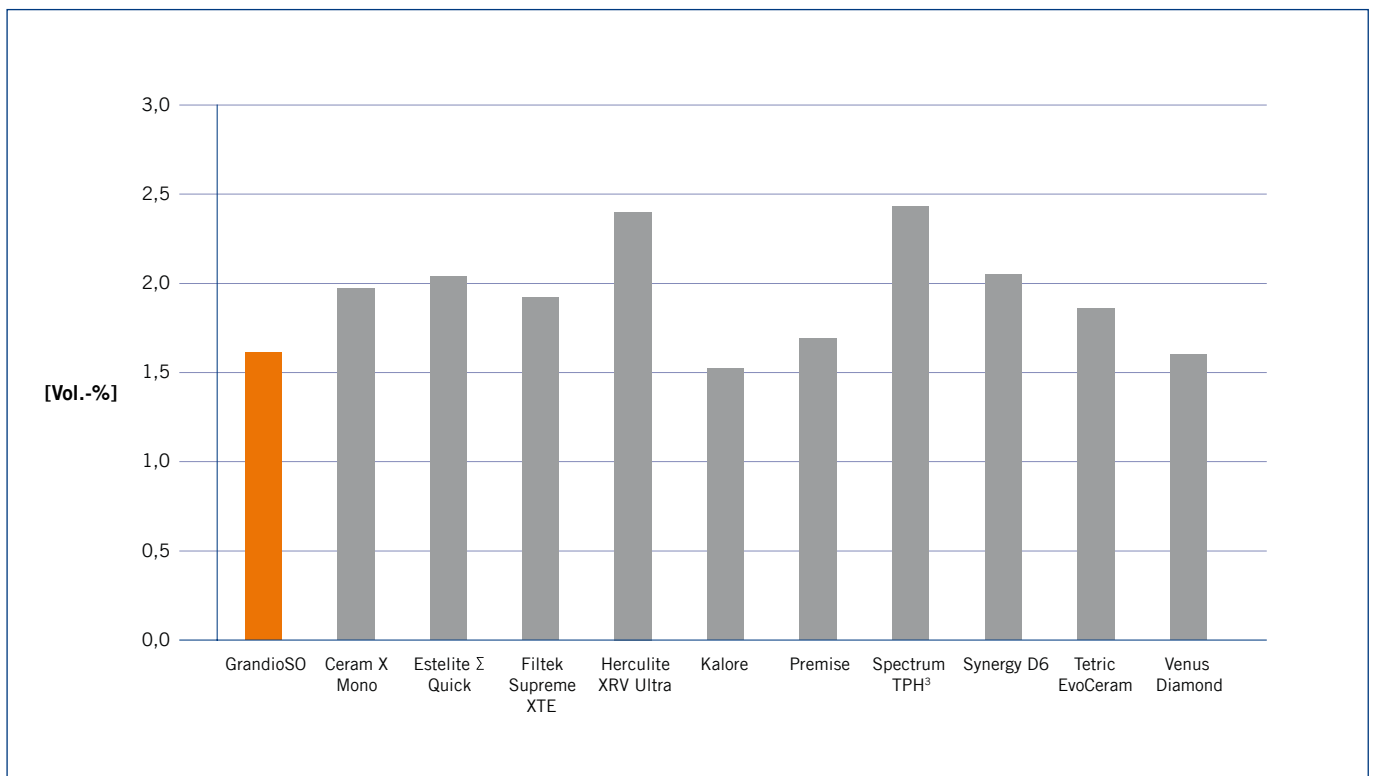
Schrumpfung

Messverfahren

Die Polymerisations-Volumenschrumpfung wurde gemäß der von Prof. Watts (Universität Manchester) beschriebenen „bonded-disc“ Methode bestimmt.^[1-3] Hierzu wurde ein scheibenförmiger Probenkörper des Composite-Materials mit einem Durchmesser von ca. 8 mm und einer Höhe von ca. 1 mm für insgesamt 40 Sekunden von der Unterseite belichtet (Celalux 2, Softstart, VOCO). Währenddessen wurde die Polymerisationsschrumpfung mit einem Messfühler von der gegenüberliegenden Seite (Oberseite) über einen Zeitraum von 30 Minuten aufgezeichnet.

Ergebnisse

Mit einer Volumenschrumpfung von nur 1,61% liegt GrandioSO in der Spitzengruppe der hier untersuchten Füllungs-Composites.



Volumenschrumpfung [%] diverser Composites während der Lichtpolymerisation (VOCO 2010).

Literatur

- [1] Kim und Watts, 2004.
- [2] Watts und Cash, 1991.
- [3] Watts und Marouf, 2000.

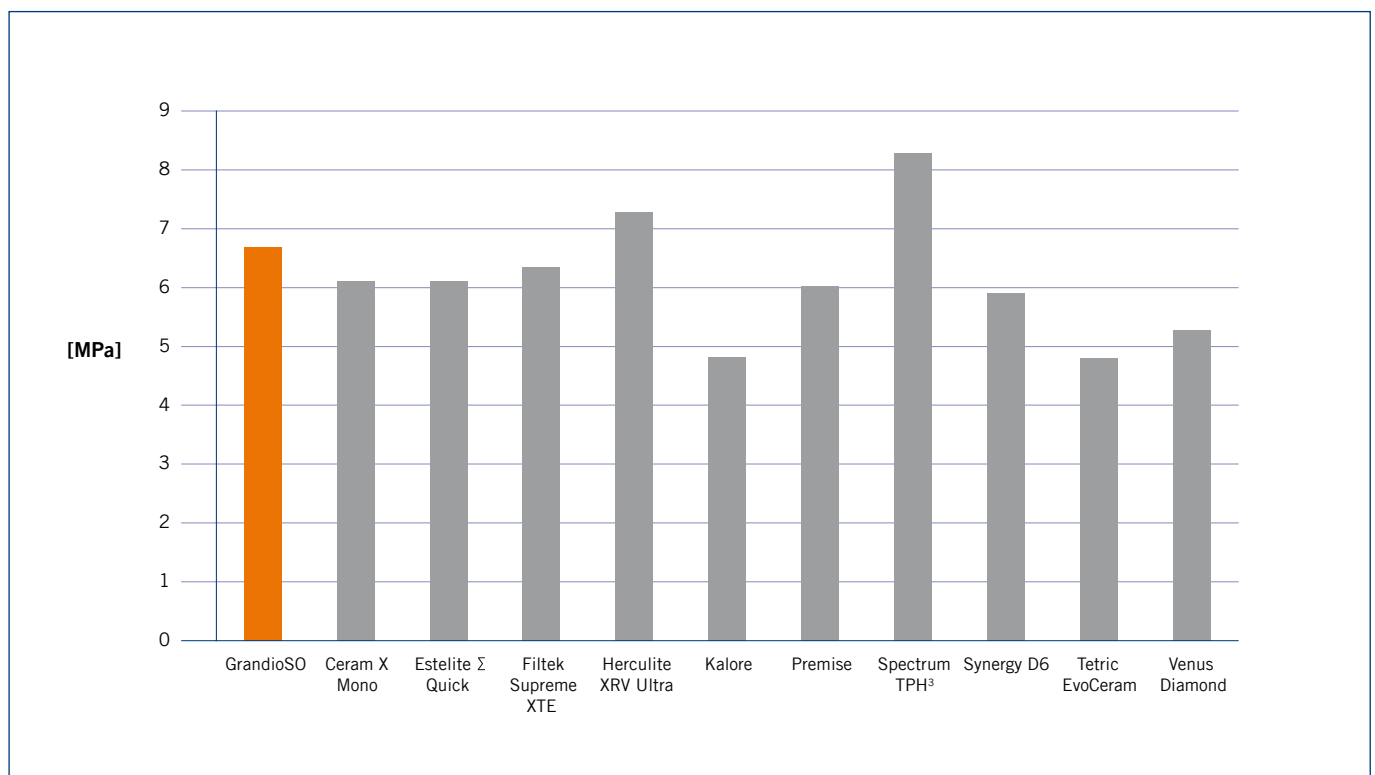
Schrumpungsstress

Messverfahren

Der Schrumpungsstress nach Polymerisation wurde nach der von Prof. Watts (Universität Manchester) entwickelten, sogenannten „bioman“-Methode bestimmt.^[1-2] Hierfür wird eine zylindrische Probe des Materials mit einer Höhe von 0,75 mm und einem Durchmesser von 8 mm von unten durch eine feststehende Glasplatte für 40 Sekunden belichtet. Auf der Oberseite des Composites befindet sich ein mit der Messapparatur verbundener Stahlzylinder, der zuvor mit einem Sandstrahler angeraut wird. Die auf diesen Zylinder ausgeübte Kraft wird dann über einen Zeitraum von 30 Minuten aufgezeichnet und anschließend die daraus resultierende Polymerisations-Spannung des Composites berechnet.

Ergebnisse

Die Schrumpungsspannungen liegen bei den meisten getesteten Materialien um 6 MPa. GrandioSO liegt mit einem Schrumpungsstress von 6,68 MPa leicht über den Werten einiger Vergleichspräparate, die Unterschiede sind aber gering.



Ausmaß der Polymerisations-Schrumpungsspannungen [MPa] getesteter Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] Watts und Satterthwaite, 2008.

[2] Watts et al., 2003.

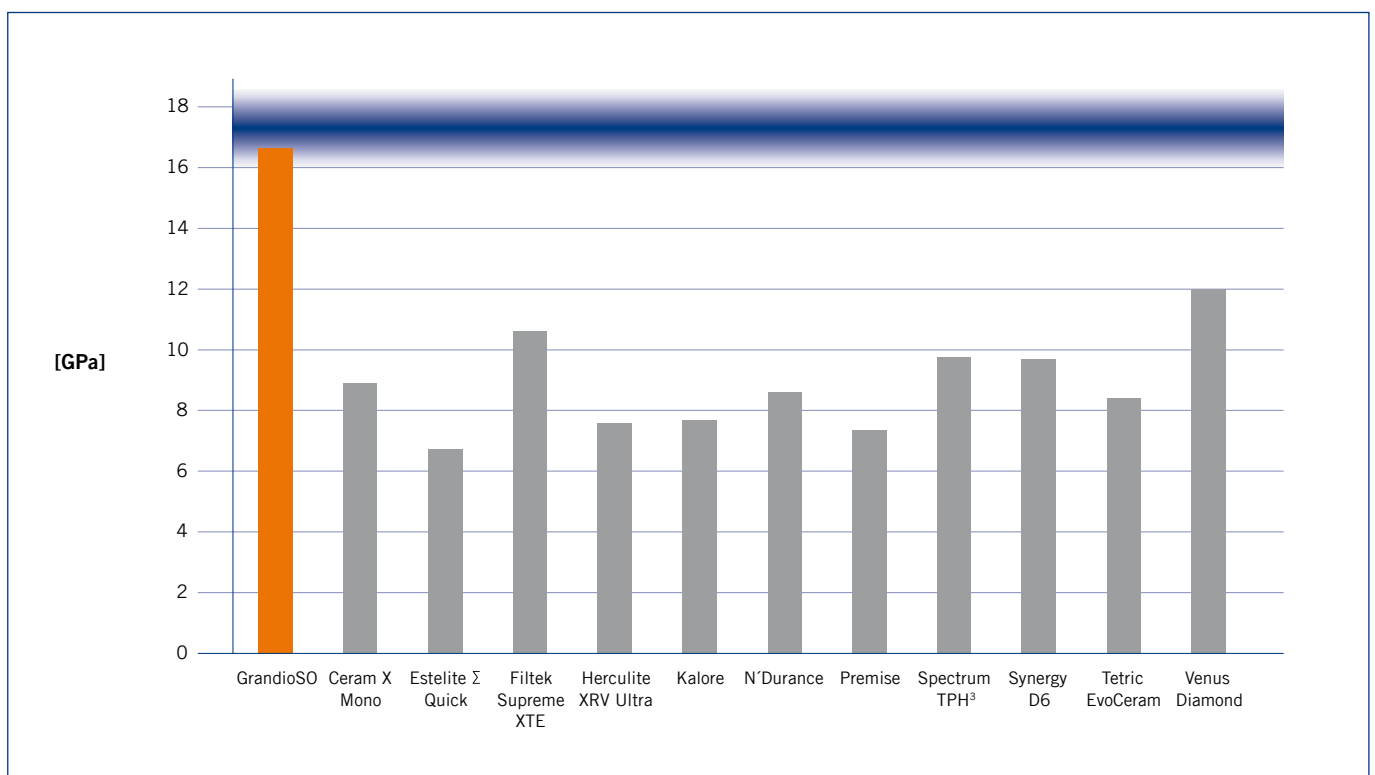
Elastizitätsmodul

Messverfahren

Der E-Modul wurde aus den Messungen der 3-Punkt Biegefestigkeiten durch Berechnung der Steigung im linearen Bereich der entsprechenden Biegefestigkeits-Messkurve ermittelt.^[1]

Ergebnisse

Mit einem E-Modul von 16,65 GPa zeigt GrandioSO mit Abstand das dentinähnlichste Elastizitätsverhalten der hier untersuchten Composites. In der Literatur wird der E-Modul von Dentin zwischen 16,55 und 18,62 GPa angegeben (blaue Linie).^[2] In Bezug auf das Elastizitätsverhalten verhält sich GrandioSO genau so wie die natürliche Zahnhartsubstanz.



Elastizitätsmodul [GPa] verschiedener Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] Ilie, 2004.

[2] Craig und Peyton, 1958.

Thermisches Verhalten

Neben dem E-Modul gibt es noch einen weiteren Faktor, der in der Betrachtung der langfristigen Integrität eines Füllungsrandes oft übergangen wird: Das thermische Verhalten von Füllungsmaterialien. Wie die meisten Werkstoffe dehnen sich Composites bei Erwärmung aus, bei Abkühlung kontrahieren sie. Dieses Verhalten gilt auch für den Zahn. Beim Verzehr von z.B. Eiscreme sinkt die Temperatur an der Zahnoberfläche, was zu einer Kontraktion des Zahnes und des Füllungsmaterials führt. Ist nun das Kontraktionsverhalten des Füllungsmaterials stärker ausgeprägt als das des Zahnes, kommt es zur Ausbildung einer Zugkraft auf den Adhäsivverbund. Das Ausmaß der thermischen Volumenänderung wird durch den thermischen Ausdehnungskoeffizienten α beschrieben. Wie bereits in der Betrachtung des E-Moduls ist die Größe des Wertes allein

nicht aussagekräftig. Entscheidend ist wiederum der Vergleich zum Verhalten der natürlichen Zahnhartsubstanz (Schmelz: $\alpha = 17$, Dentin: $\alpha = 11$; Xu et al. 1989).

Das Ausmaß der Temperaturveränderungen wurde von Ernst et al. in einer in vivo Studie untersucht (Ernst et al. 2004). Die Studie kam zu dem Ergebnis, dass der Verzehr von heißen Getränken zu einer Temperaturerhöhung des Zahnes auf durchschnittlich $43,8^{\circ}\text{C}$ führte, während der Verzehr von Eiswasser zu einer durchschnittlichen Abkühlung auf $24,2^{\circ}\text{C}$ führte. Die gemittelte Ausgangstemperatur betrug $35,2^{\circ}\text{C}$. Der Verzehr von Eiscreme führt, wenn man die oben genannte Studie zu Grunde legt, zu einer Abkühlung von 11°C .

Untersuchungen

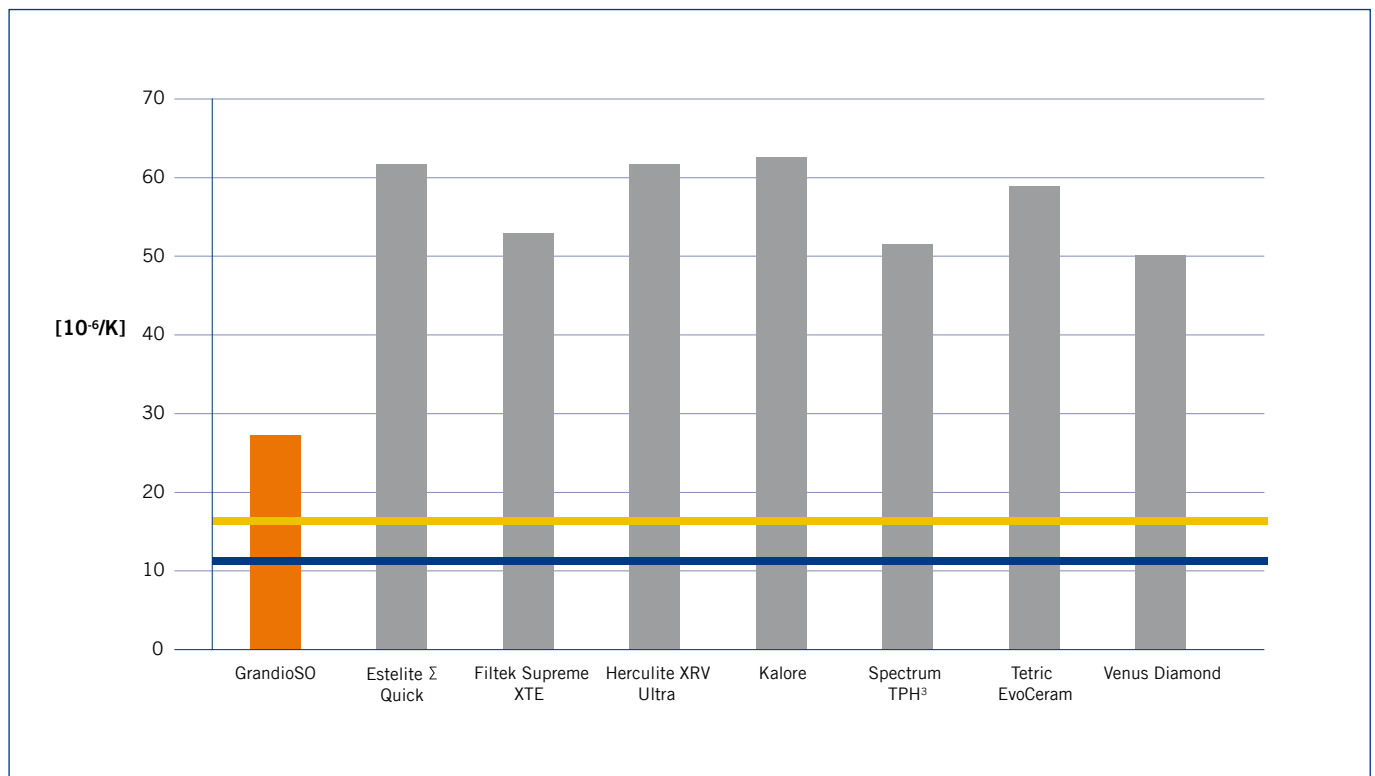
Thermischer Ausdehnungskoeffizient

Messverfahren

Für die Messung des thermischen Ausdehnungskoeffizienten α werden Probekörper von 2x2x30 mm vorbereitet. Die Längenausdehnung dieser Stäbchen wird in einem Bereich von 25–50°C bei einer Erwärmungsrate von 1 Kelvin/Minute mit einem Schubstangendilatometer bestimmt.^[1]

Ergebnisse

In der Literatur werden die Ausdehnungskoeffizienten α von Dentin und Schmelz mit $10,59 \cdot 10^{-6}/K$ (blaue Linie) bzw. $16,96 \cdot 10^{-6}/K$ (gelbe Linie) angegeben.^[2] GrandioSO kann diese Werte zwar nicht ganz erreichen, liegt aber um ein vielfaches näher am natürlichen Expansions- bzw. Kontraktionsverhalten der natürlichen Zahnhartsubstanz als die ebenfalls getesteten Materialien. Damit wird der Stress an Füllungsrandern durch die thermische Ausdehnung auf ein Minimum reduziert.



Thermischer Ausdehnungskoeffizient [$10^{-6}/K$] der untersuchten Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] Wolter, 2010.

[2] Xu et al., 1989.

Beispiel: Thermisches Verhalten bei Klasse I Füllung

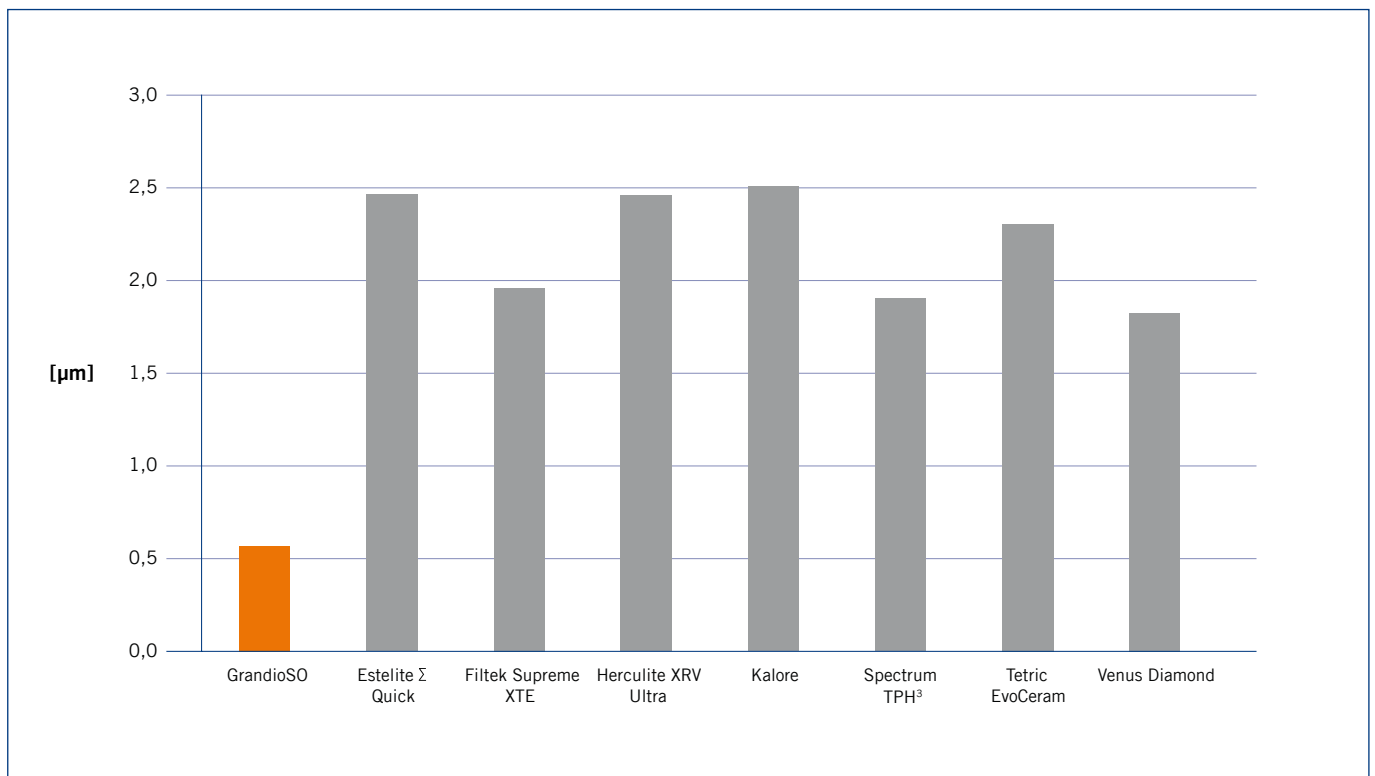
Rechenverfahren^[1]

Für die Berechnung der Auswirkung eines unterschiedlichen Kontraktionsverhaltens wurde hier eine Klasse I Füllung mit einem Durchmesser von 5 mm zugrunde gelegt. Die Temperaturdifferenz wurde auf 11°C festgelegt, wie sie beim Verzehr von Eiscreme ermittelt wurde.^[2] Die Formel zur Berechnung lautet:

$$\Delta L = (\alpha_{\text{Schmelz}} \times L_0 \times \Delta T) - (\alpha_{\text{Composite}} \times L_0 \times \Delta T)$$

Ergebnisse

Die Abbildung zeigt, um wie viele Mikrometer das jeweilige Füllungsmaterial mehr kontrahiert als der umgebende Zahnschmelz. Natürlich kann das Material durch den Adhäsivverbund nicht ungehindert kontrahieren, allerdings wird die um den Faktor 3-5 geringere Änderung des Volumens von GrandioSO zu deutlich geringeren Abzugskräften führen, als dies bei den anderen untersuchten Materialien der Fall ist. Diese Werte sprechen für langfristig intakte Füllungsänder trotz der täglich auftretenden thermischen Wechselbelastung.



Volumenänderung [µm] (hier: Kontraktion) bei thermischer Belastung.

Literatur

[1] Ohring, 1995.

[2] Ernst et al., 2004.

Zusammenfassung

Die langfristige Qualität des Adhäsivverbundes wird durch viele Faktoren beeinflusst. Hierzu gehören Volumenschrumpfung, Schrumpfstress, Elastizitätsverhalten und thermisches Verhalten des Composite-Materials. Um eine bestmögliche Qualität zu erreichen ist es unabdingbar, die statischen Belastungen, welche bei der Polymerisation auftreten, zu reduzieren. Mit GrandioSO konnte die Schrumpfung während der Polymerisation auf ein sehr geringes Ausmaß begrenzt werden. Auch dem bei der Lichthärtung entstehenden Schrumpfstress wurde bei der Entwicklung von GrandioSO entsprechende Beachtung geschenkt. Auf diese Faktoren kann aber auch bereits während der Füllungslegung durch eine adäquate Schichttechnik positiv Einfluss genommen werden. Ebenso entscheidend ist aber auch ein dem Zahn ähnliches Verhalten des Füllungsmaterials, welches zu einer Minimierung der dynamischen Belastungen durch Kaukräfte und thermische Einflüsse beiträgt. Hier zeigt GrandioSO mit einem Elastizitätsmodul von 16,65 GPa einen vergleichbaren Wert wie Dentin (E-Modul Dentin: 18,5 GPa; Willems et al. 1993). Bei der Untersuchung bezüglich der thermischen Volumenänderung schneidet GrandioSO im Vergleich zu anderen Composites am besten ab. Gerade in Bezug auf das Elastizitätsverhalten und die thermische bedingte Volumenänderung zeigt sich der große Unterschied von GrandioSO zu anderen Füllungsmaterialien.

GrandioSO bietet beim Blick auf alle Faktoren ein zahnähnliches Verhalten und somit beste Aussichten für langfristig intakte Füllungsänder.

GrandioSO – Strength Optimised Physikalische Parameter zur Stabilität von GrandioSO

Füllungsmaterialien werden täglich starken Belastungen unterworfen. Die häufigste und wichtigste Belastung stellt dabei der Kaudruck dar. Diese Kraft beträgt im Durchschnitt $30,6 \pm 5,6$ MPa (Miyaura et al., 1999), wobei der Druck bei kleinerer Auflagefläche (z.B. Nusschalensplitter) deutlich höher ausfällt. Ein Füllungsmaterial muss diese Kräfte schadlos überstehen. Um die Stabilität von Materialien zu beschreiben, werden diverse physikalische Parameter bestimmt: Biegefestigkeit(en), Druckfestigkeit, Kantenstabilität, Zugfestigkeit u.v.m.

Biegefestigkeit und Ermüdungsresistenz

Composites sind elastische Materialien, die sich bei Krafteinwirkung verformen. Ab welcher Belastung diese Verformungen zu Brüchen des Materials führen, wird in Biegefestigkeitsmessungen untersucht. Dabei werden verschiedene Verfahren angewendet. Während bei 3- und 4-Punkt Biegefestigkeitsmessungen lediglich die Art der Belastung variiert wird, werden in der Messung der Ermüdungsresistenz auch kumulative Schäden durch Verformungen untersucht. Das Füllungsmaterial soll ja nicht nur einem Kauzyklus widerstehen, sondern über viele Jahre der täglichen Kaubelastung standhalten.

Druck- und Zugfestigkeit

Die Druck- und Zugfestigkeit sind Parameter, die eng mit der Biegefestigkeit verknüpft sind. Man könnte sagen, dass diese beiden Werte die Biegefestigkeit aufschlüsseln. Wird ein Körper gebogen, so wirken an der Oberfläche der konkaven Seite hohe Druckkräfte auf das Material, während auf der konvexen Seite Zugkräfte überwiegen. Inwieweit diese einzelnen Belastungen zu einem Versagen des Materials führen, wird in diesen Untersuchungen bestimmt.

Kantenstabilität

Die Kantenstabilität ist ein Wert, der besonders wichtig bei der Gestaltung von tragenden Höckern im Seitenzahnbereich ist. Der Wert beschreibt die Bruchresistenz an Seitenrändern von Composite-Prüfkörpern und damit die Tendenz, einem Chipping zu widerstehen.

Creep und Permanent Set

Die Werte Creep und Permanent Set beschreiben das Verfor-

mungsverhalten von Materialien unter Druck. Wenn auf einen Körper eine Kraft wirkt, so wird dieser zunächst komprimiert. Das Ausmaß dieser Kompression wird zum Teil bereits durch den E-Modul beschrieben. Nach der anfänglichen schnellen Kompression findet im Verlauf der nächsten Minuten bis Stunden eine weitere, langsame Kompression statt. Diese Kompression geht einher mit Kriechprozessen innerhalb des Composites. In einigen Bereichen wird die räumliche Struktur neu organisiert, um lokale Belastungsspitzen zu kompensieren. Sobald die aufliegende Kraft entfernt wird, findet ein gegenläufiger Prozess statt. Innerhalb sehr kurze Zeit kommt es zu einer Expansion, die bereits zu einer Rückstellung von 80-90% führt. Anschließend findet eine weitere, langsamere Relaxation statt. Allerdings wird auch nach dieser Entspannungszeit der ursprüngliche Volumenwert nicht mehr erreicht. Diese Differenz nennt man Permanent Set (Abb. 6). Der Wert beschreibt damit die inelastische Verformung und ist damit besonders für Seitenzahnfüllungen von großer Bedeutung. Ist ein Material der täglichen Kaubelastung nicht gewachsen, kommt es im Laufe der Jahre zu Verformungen auf der Okklusalfäche. Dies hat natürlich Einfluss auf die Okklusion, so dass Verformungen zu größeren Problemen führen können. Ein möglichst geringer Creep steht für eine langfristige Formstabilität.

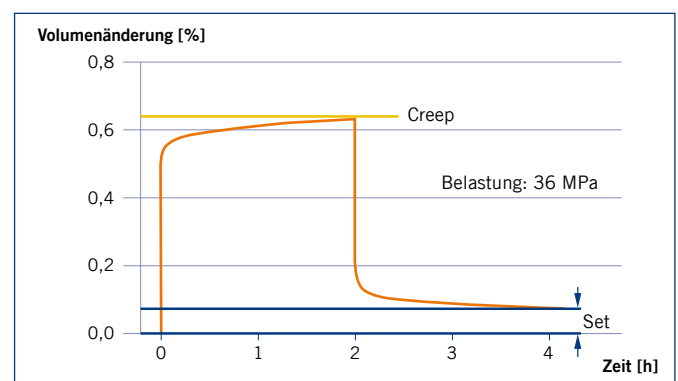


Abb. 6: Messung von Creep und Permanent Set

Haftung

Die Haftung von Composites hängt naturgemäß stärker vom verwendeten Adhäsivsystem ab, als vom Composite selbst. Nichtsdestotrotz muss ein Composite einen guten Haftverbund zum Bonding herstellen. Dieser Wert allein ist allerdings nicht messbar, so dass in der Betrachtung der Haftkraft stets der Verbund Zahn/Bonding/Composite gemessen wird.

Untersuchungen

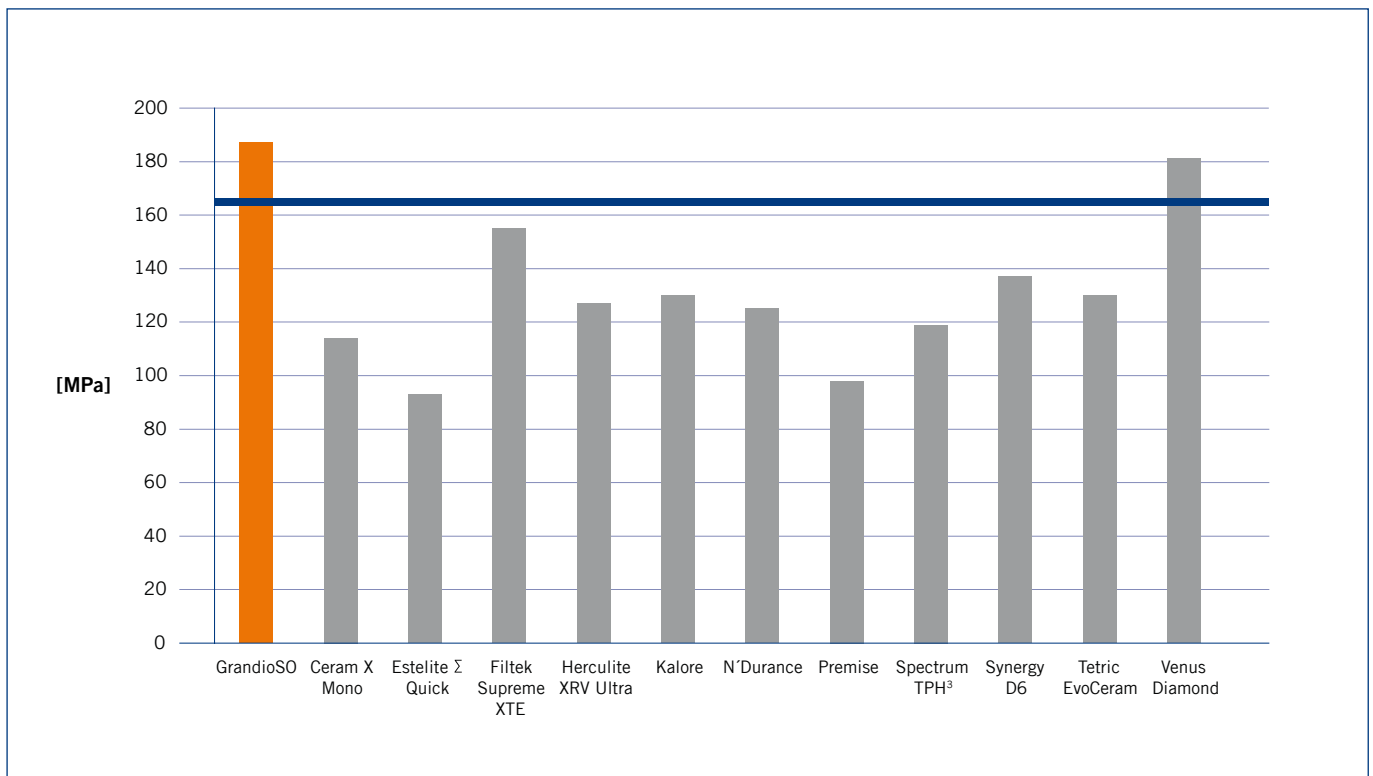
3-Punkt Biegefestigkeit

Messverfahren

Das Verfahren zur Ermittlung der 3-Punkt Biegefestigkeit wird in der ISO 4049 beschrieben.^[1] Gemäß dieser Norm wurden Prüfkörper mit den Maßen 2x2x25 mm vorbereitet und in einem Kraft-Weg Messgerät mit insgesamt 0,75±0,25 mm/min belastet. Die Prüfkörper liegen dabei auf zwei Stäben auf, während von oben der Druck mittig über einen dritten Stab appliziert wird. Die angegebene Biegefestigkeit ist derjenige Wert, bei dem der Prüfkörper bricht. In der ISO Norm ist ein Minimalwert von 80 MPa für lichthärtende Füllungsmaterialien auf Composite-Basis vorgeschrieben.

Ergebnisse

GrandioSO liefert in diesem Test mit 187 MPa den höchsten Wert für die Biegefestigkeit. Interessant ist ein Vergleich mit Dentin, für das in der Literatur eine Biegefestigkeit von 165,6 MPa angegeben ist (blaue Linie).^[2]



3-Punkt Biegefestigkeit [MPa] der getesteten Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] ISO 4049, International Organization for Standardization.

[2] Jameson et al., 1993.

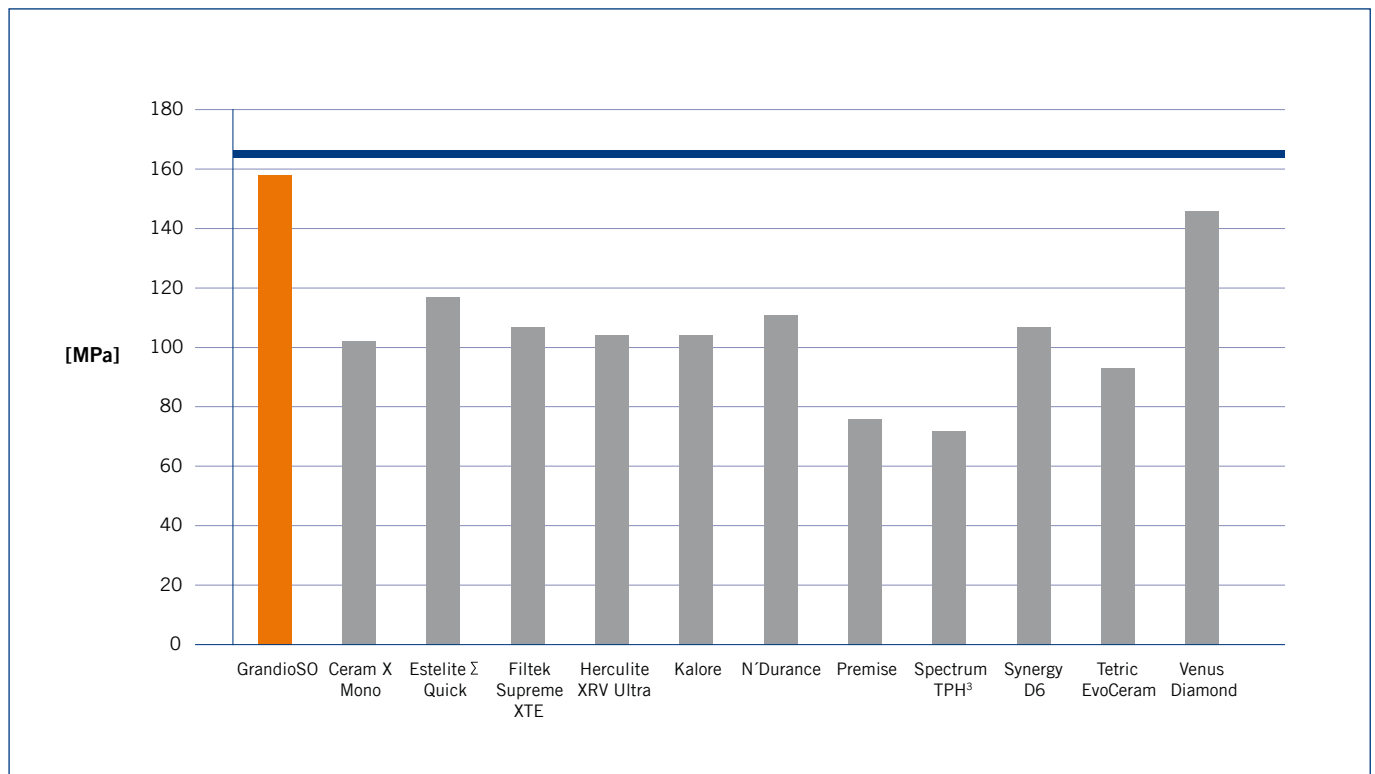
3-Punkt Biegefestigkeit nach Thermocycling

Messverfahren

Zur Simulation der Alterung von Werkstoffen werden diese einem sogenannten Thermocycling unterworfen. In diesem Verfahren werden die Prüfkörper abwechselnd im wässrigen Medium auf 55°C erwärmt und auf 5°C abgekühlt. Dieser Zyklus wurde insgesamt 3000-mal durchlaufen. Anschließend wurde die 3-Punkt Biegefestigkeit wie oben bereits beschrieben ermittelt.^[1]

Ergebnisse

Erwartungsgemäß sind die nach dem Thermocycling ermittelten Werte für die Biegefestigkeit etwas geringer als vor der künstlichen Alterung. GrandioSO zeigt jedoch auch hier mit 158 MPa den höchsten Wert. Auch nach der künstlichen Alterung verhält sich GrandioSO in Bezug auf die Biegefestigkeit dentinähnlich (Biegefestigkeit Dentin: 165,6 MPa, blaue Linie).^[2]



3-Punkt Biegefestigkeit [MPa] der getesteten Composites nach Thermocycling (VOCO 2010).

Literatur

- [1] ISO 4049, International Organization for Standardization.
- [2] Jameson et al., 1993.

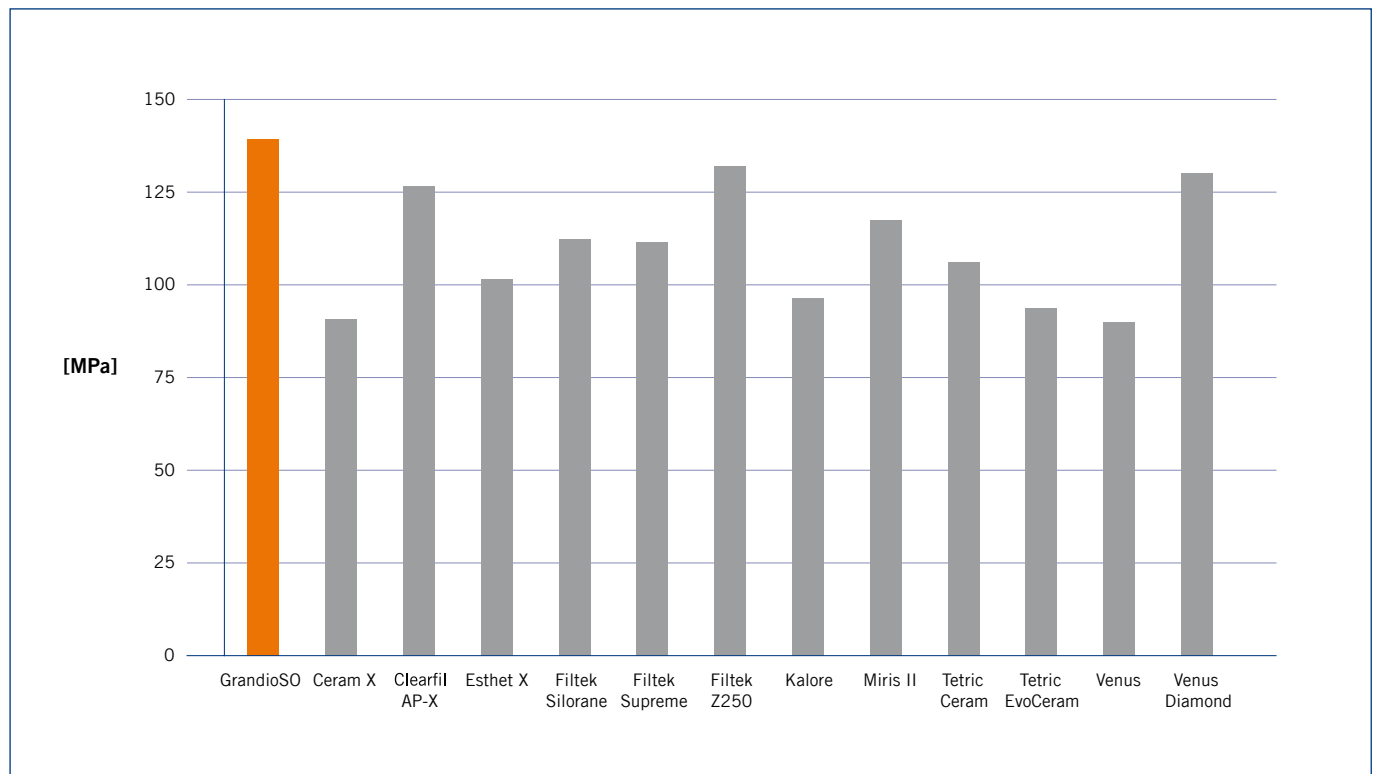
4-Punkt Biegefestigkeit

Messverfahren

In einer Untersuchung der Universität Erlangen wurde die 4-Punkt-Biegefestigkeit gemessen.^[1] Im Gegensatz zur 3-Punkt-Biegefestigkeitsmessung liegt der Probekörper auf 2 Auflagerrollen ($d = 2 \text{ mm}$, Abstand: 20 mm) und wird mittig an 2 Lastangriffspunkten mit zylindrischen Druckfingern ($d = 2 \text{ mm}$, Abstand: 10 mm) belastet. Die Belastungsgeschwindigkeit betrug $0,75 \text{ mm/min}$. Abweichend von der in der ISO 4049 beschriebenen Messung im 3-Punkt-Verfahren wurde hier zudem eine 2-wöchige Lagerung in destilliertem Wasser bei 37°C durchgeführt.

Ergebnisse

GrandioSO zeigte nach diesem Messverfahren mit $139,23 \text{ MPa}$ den höchsten Wert für die 4-Punkt Biegefestigkeit.



4-Punkt Biegefestigkeit [MPa] verschiedener Composites (Lohbauer 2010).

Literatur

[1] Lohbauer, 2010.

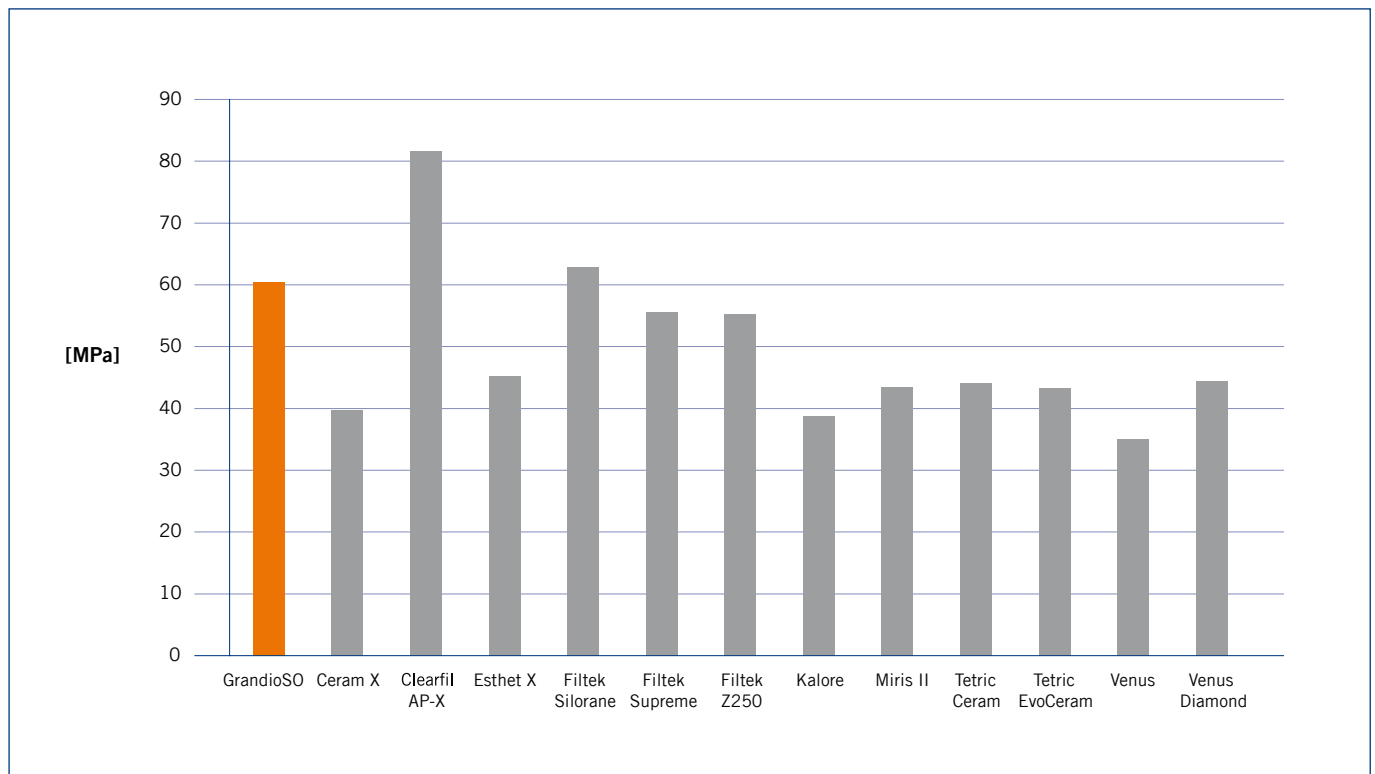
Ermüdungsresistenz

Messverfahren

Zur Bestimmung der zyklischen Ermüdungsresistenz wurden Prüfkörper analog der 4-Punkt-Biegefestigkeitsmessung hergestellt. Diese wurden dann einer sinusförmigen Belastung mit einer Frequenz von ca. $f = 0,5-1$ Hz in max. 10000 Zyklen unterzogen. Die Oberspannung σ_{max} wurde auf 50% der initialen Biegefestigkeit festgelegt. Alle Probekörper, die den ersten Durchlauf überstanden, wurden in der sogenannten „Staircase“-Methode immer höheren Belastungen ausgesetzt.^[1]

Ergebnisse

Mit einer Ermüdungsresistenz von 60,5 MPa zeigt GrandioSO einen sehr guten Wert, der eine langfristige Verweildauer der gelegten Füllung erwarten lässt.



Resistenz gegenüber Ermüdung [MPa] getesteter Composites (Lohbauer 2010).

Literatur

[1] Lohbauer, 2010.

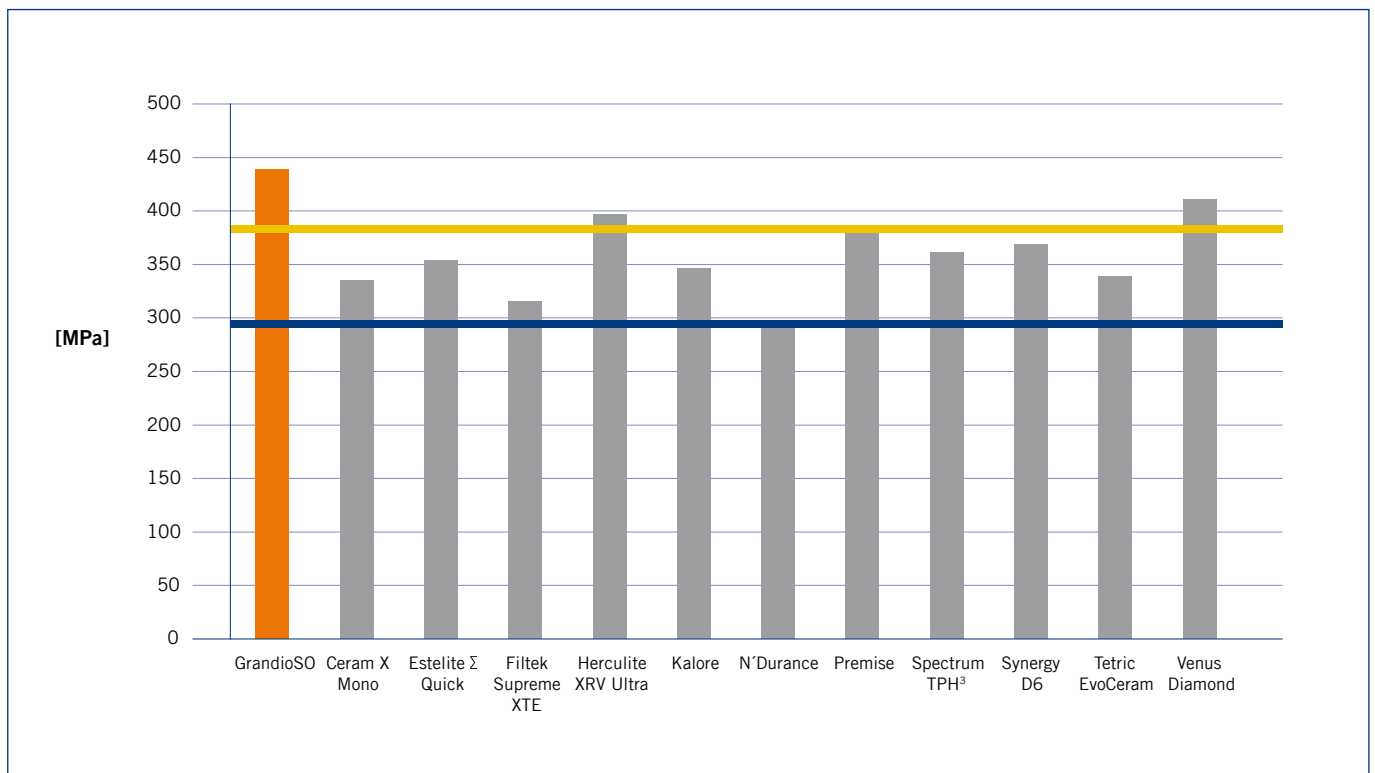
Druckfestigkeit

Messverfahren

Die Messung der Druckfestigkeit wurde analog des in der ISO 9917 beschriebenen Verfahrens zur Prüfung von Zementen durchgeführt.^[1] Dazu wurde ein 6 mm hoher Zylinder mit einem Durchmesser von 3 mm hergestellt. Der Prüfkörper wurde anschließend mit einer Kraft von 50 ± 16 N/min belastet, bis dieser unter der aufgelegten Last versagt. Die Last, unter der der Prüfkörper zerbricht, wird als Druckfestigkeit bezeichnet.

Ergebnisse

Mit einer Druckfestigkeit von 439 MPa erreicht GrandioSO in dieser Messung den höchsten Wert. Dies bedeutet, dass GrandioSO eine höhere Druckfestigkeit als die natürliche Zahnschmelze aufweist (Dentin 297 MPa^[2] – blaue Linie; Schmelz 384 MPa^[3] – gelbe Linie). Damit ist GrandioSO in der Lage, hohen Spitzenbelastungen zu widerstehen.



Druckfestigkeiten [MPa] aller getesteten Composites (VOCO 2010).

Literatur

- [1] ISO 9917, International Organisation for Standardization.
- [2] Craig und Peyton, 1958.
- [3] Craig et al., 1961.

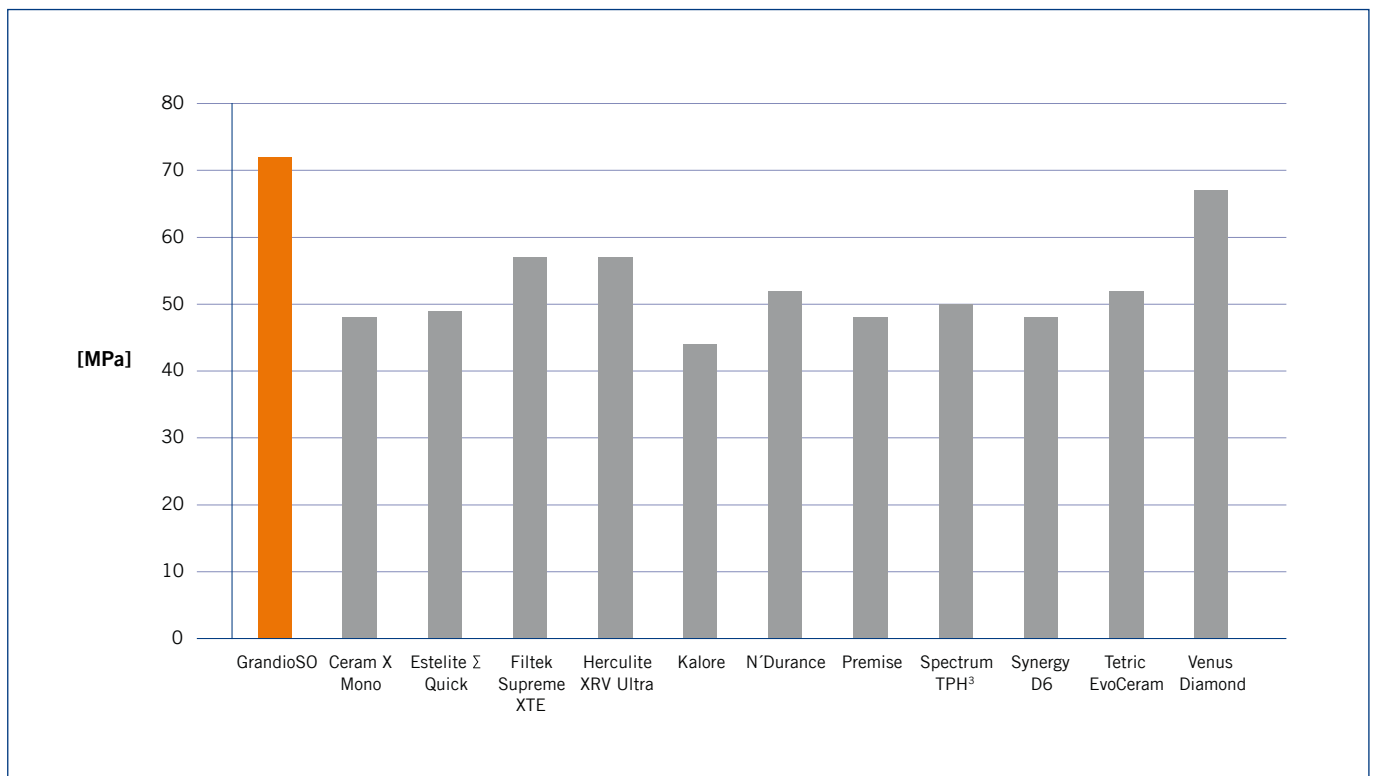
Diametrale Zugfestigkeit

Messverfahren

Zur Ermittlung der diametralen Zugfestigkeit werden zylindrische Probekörper mit einem Durchmesser von 3 mm und einer Höhe von 6 mm hergestellt.^[1] Diese werden anschließend mit der Längsseite auf den Metallstempel eines Kraft-Weg Messgeräts gelegt. Danach wird der Probekörper mit einem zweiten Metallstempel bei einer Geschwindigkeit von 1 mm/min belastet, bis er zerbricht. Aus der maximalen Kraft und den exakten Probekörperdimensionen ergibt sich dann die Zugfestigkeit.

Ergebnisse

Mit einem Wert von 72 MPa besitzt GrandioSO die höchste diametrale Zugfestigkeit unter den in dieser Untersuchung getesteten Materialien. Damit ist GrandioSO nahezu doppelt so zugfest wie natürliches Dentin, welches eine Zugfestigkeit von 37,3 MPa^[2] besitzt.



Diametrale Zugfestigkeit [MPa] verschiedener Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] Ilie 2004.

[2] Jameson et al., 1993.

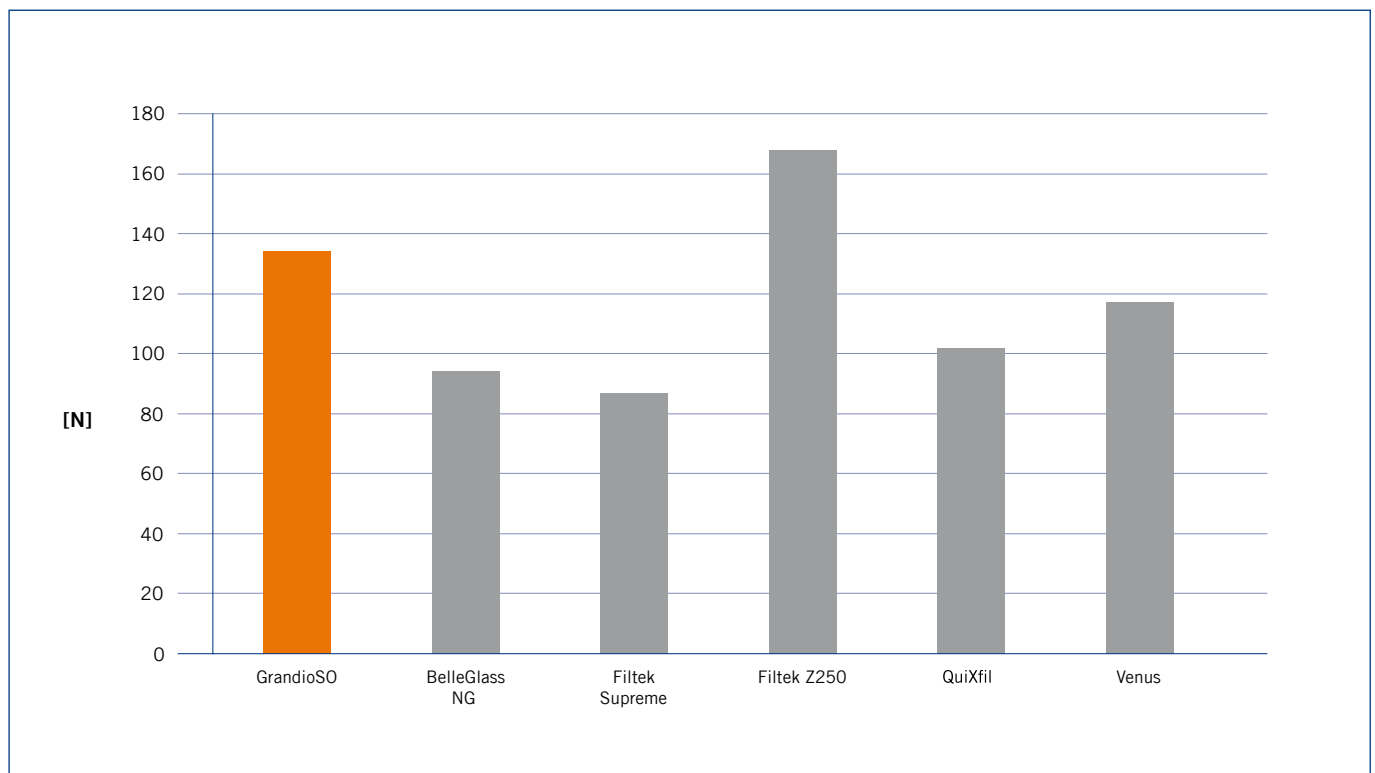
Kantenstabilität

Messverfahren^[1]

Die Kantenstabilität wurde an der Universität Manchester mit einem speziellen Messgerät (CK10, Engineering Systems) ermittelt. Dazu wurden Testkörper mit einem Durchmesser von 12 mm und einer Höhe von 2,5 mm angefertigt und für 7 Tage bei 37°C in Wasser gelagert. Der Druck wurde mit einer Diamantspitze 5 mm vom Rand entfernt aufgelegt, die Geschwindigkeit betrug 1 mm/min. Sowohl ein Chipping als auch ein vollständiger Bruch wurden als Fehler gewertet. Die Detektion wurde über einen akustischen Sensor realisiert.

Ergebnisse

GrandioSO hat eine Kantenstabilität von 134,4 N, was in dieser Studie den zweitbesten Wert darstellt.



Kantenstabilität [N] von diversen Kompositen (Watts 2010).

Literatur

[1] Watts und Silikas, 2010.

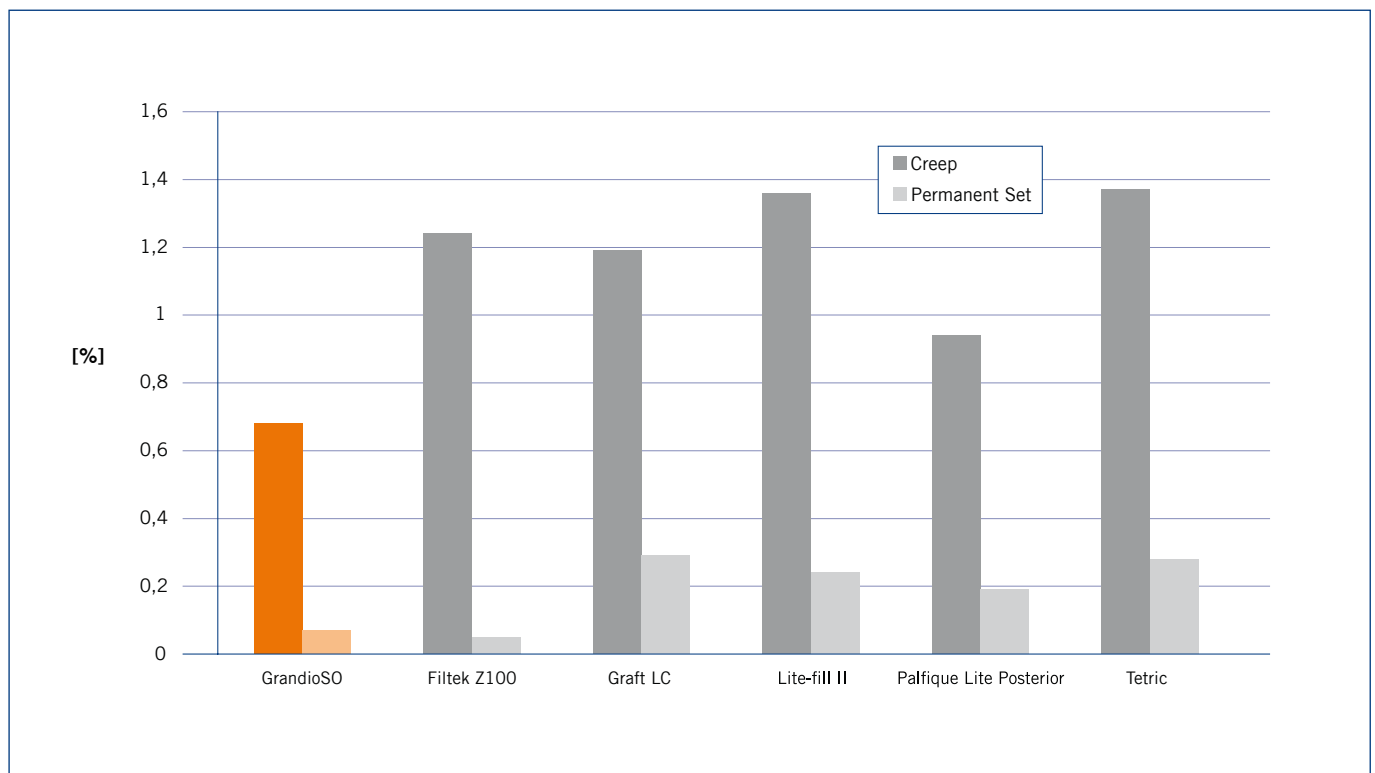
Creep

Messverfahren

Zylindrische Probekörper (6 mm Länge, 4 mm Durchmesser) wurden hergestellt und vor der Messung für 7 Tage trocken bei 37°C gelagert. Daraufhin wurden die Zylinder in einem speziellen Creep-Messgerät für 6 h mit einer Kraft von 36 MPa belastet wonach der Probekörper 6 h nicht belastet wurde. Die elastische Verformung vor der Ruhepause wird durch den Creep angegeben, die permanente Verformung nach der Ruhepause wird durch den Permanent Set angegeben.^[1] In einer Untersuchung der Universität Manchester wurde der Creep- und der Permanent Set-Wert für GrandioSO nach diesem Verfahren ermittelt.^[2]

Ergebnisse

In dieser Untersuchung zeigt GrandioSO eine äußerst niedrige inelastische Verformung. Dies ist eine wichtige Voraussetzung für eine langfristige Formstabilität von Klasse I und Klasse II Versorgung, die über Jahre den Kaukräften ausgesetzt sind.



Creep-Werte und Permanent Set [%] getesteter Composites (Watts 2010).

Literatur

- [1] El Hejazi und Watts, 1999.
- [2] Watts und Silikas, 2010.

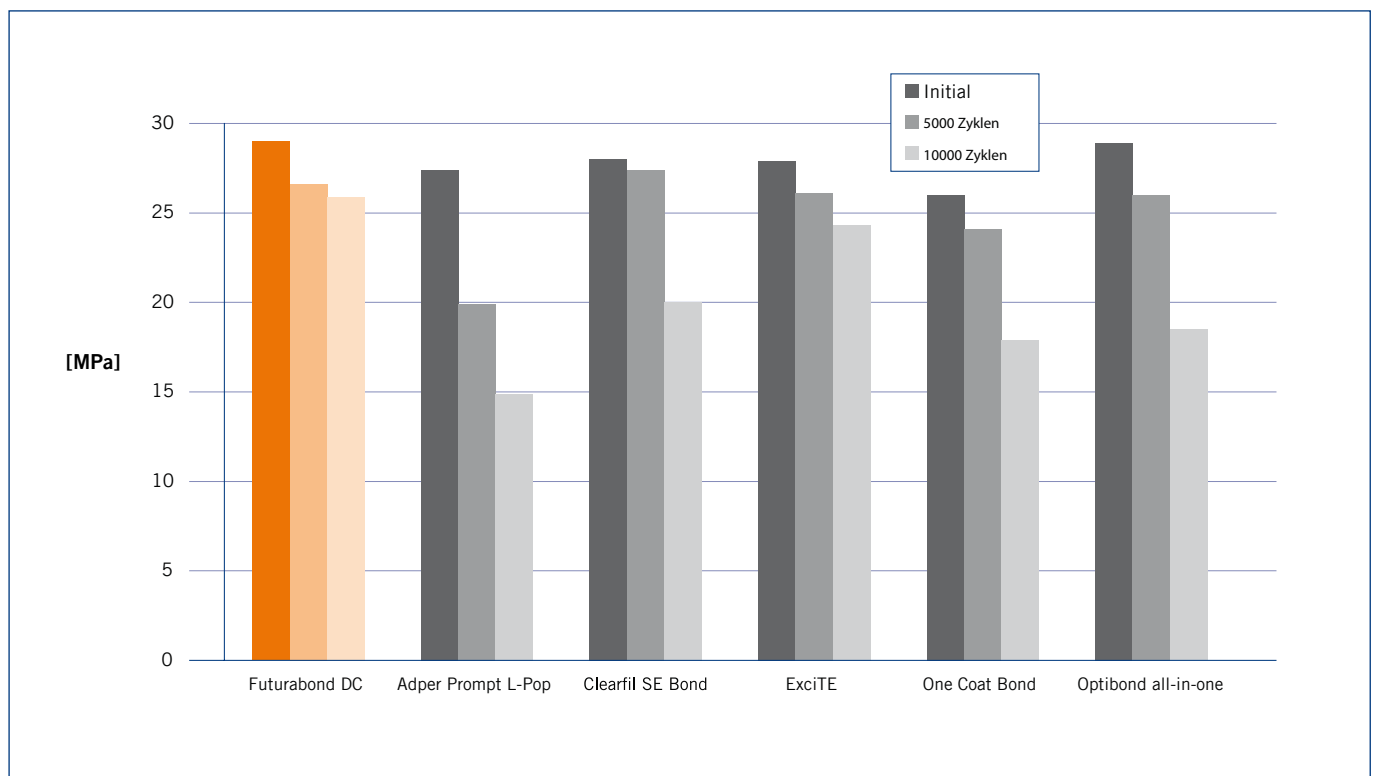
Haftwerte auf Schmelz

Messverfahren

In dieser Untersuchung zu den Haftwerten von GrandioSO wurden bukkale und linguale Flächen von menschlichen Seitenzähnen unter Verwendung von Siliziumcarbid Schleifpapier (600er Körnung) plan geschliffen und mit verschiedenen Adhäsivsystemen behandelt. Anschließend wurde ein 2 x 2 mm großes Inkrement von GrandioSO appliziert. Nach 24 h Wasserlagerung wurde die Haftkraft auf Schmelz mit einem Scherversuch bestimmt. Weitere Prüfkörper wurden nach 5000 bzw. 10000 Zyklen Thermocycling einem Scherhafttest unterzogen.^[1]

Ergebnisse

GrandioSO bietet initial mit allen getesteten Bondingsystemen sehr gute Haftverbunde. Nach der Alterungssimulation durch Thermocycling werden mit Futurabond DC (VOCO) und ExciTE (Ivoclar-Vivadent) sehr gute Haftkraftwerte von 25 MPa und mehr erzielt.



Haftwerte [MPa] von GrandioSO mit verschiedenen Bondingmaterialien initial und nach Thermocycling (Abdalla 2010).

Literatur

[1] Abdalla et al., 2010.

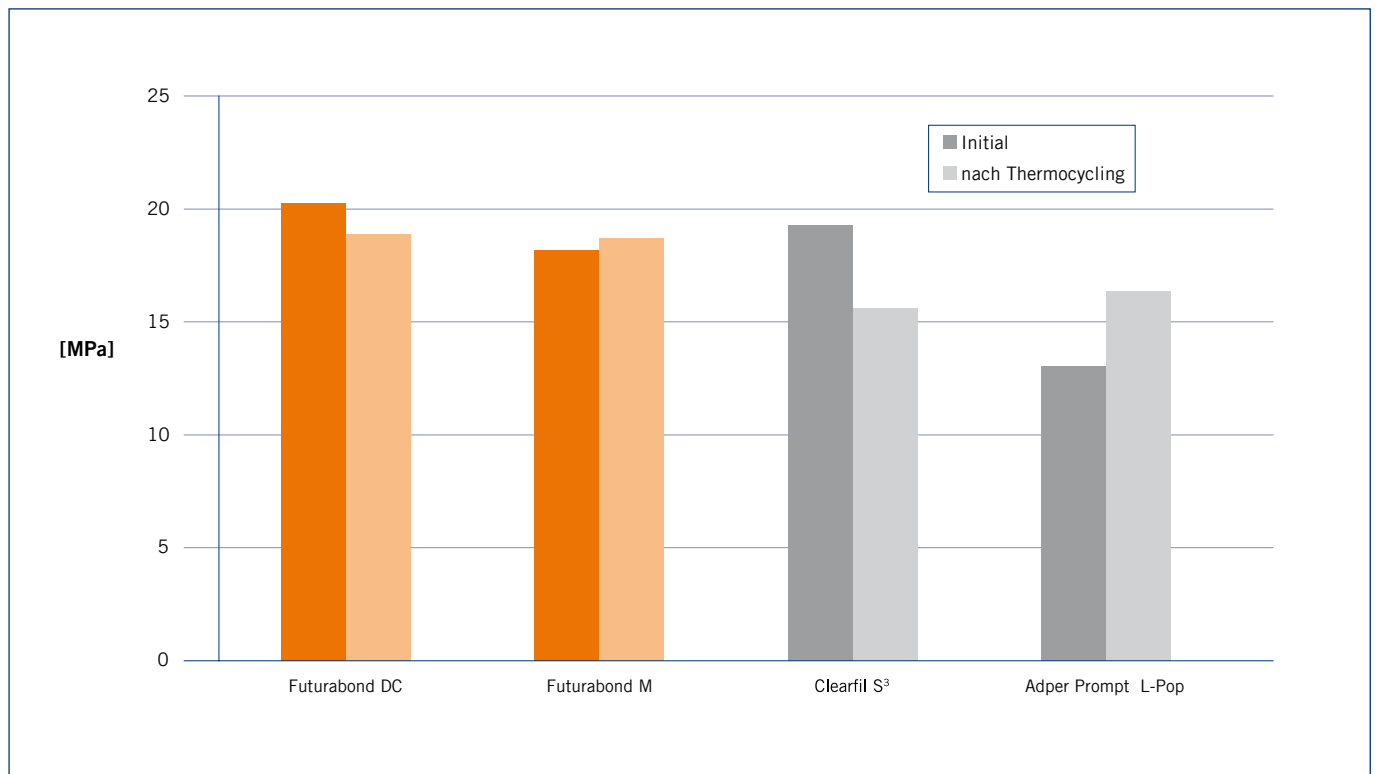
Haftwerte auf Dentin

Messverfahren

In der hier gezeigten Messung wurden Prüfkörper mit einem Durchmesser von 2,38 mm und einer Höhe von 2 mm angefertigt, die adhäsiv auf menschlichem Dentin befestigt wurden. Die Dentinoberfläche wurde zuvor maschinell mit Siliziumcarbid Schleifpapier angeraut (120er und 400er Körnung). Die Testkörper wurden dann nach DIN-Norm einem Schertest in einer Ultradent-Apparatur unterzogen. Eine zweite Messung erfolgte mit analog angefertigten Probekörpern nach Thermocycling (3000 Zyklen, 5°/55°C).^[1]

Ergebnisse

GrandioSO zeigt mit den hier verwendeten Adhäsiven sowohl initial als auch nach Thermocycling gute Haftwerte. Die besten Werte wurden mit Futurabond DC und Futurabond M erzielt.



Haftwerte [MPa] von GrandioSO auf Dentin mit verschiedenen Bondingmaterialien initial und nach Thermocycling (VOCO 2010).

Literatur

[1] ISO-Entwurf 29022.

Zusammenfassung

Was die Festigkeit von Composites betrifft, so sind hohe Werte wünschenswert. Messungen der Biegefestigkeit sowohl vor als auch nach künstlicher Alterung bescheinigen GrandioSO in den hier vorliegenden Untersuchungen die höchsten Werte. Auch in der Bestimmung der Ermüdungsbruchresistenz liefert GrandioSO einen der besten Werte. Und was die Druckfestigkeit betrifft, so zeigt GrandioSO sogar eine höhere Druckfestigkeit als der Zahnschmelz. Eine solch hohe Festigkeit war vor wenigen Jahren nur durch den Einsatz von indirekten Restaurationen aus Metall oder Keramik möglich. Auch im Vergleich zu den meisten Amalgamlegierungen liegt GrandioSO mit einer Druckfestigkeit von 439 MPa vorne. Die hohe Stabilität unter Druck wird zudem in der Bestimmung der diametralen Zugfestigkeit bestätigt. Auch in der Kantenstabilität, ein Wert der besonders wichtig bei der Gestaltung von tragenden Höckern im Seitenzahnbereich ist, zeigt GrandioSO einen sehr guten Wert. GrandioSO zeichnet sich durch einen außerordentlich geringen Creep und Permanent Set aus. Auch konnte GrandioSO mit allen getesteten Bondings gute Haftwerte erreichen.

In Bezug auf Festigkeit und Stabilität ist GrandioSO nicht nur in den Einzeldisziplinen stets in der Spitzengruppe zu finden sondern nimmt in der Summe der physikalischen Eigenschaften eine herausragende Stellung ein.

GrandioSO – Surface Optimised

Physikalische Parameter zur Oberflächenbeschaffenheit von GrandioSO

Bei der Optimierung der Oberfläche von Füllungsmaterialien stehen die Hersteller vor einer besonderen Herausforderung. Für die Langlebigkeit der Füllung ist eine maximale Oberflächenhärte wünschenswert. Durch eine hohe Oberflächenhärte kann die langfristige Abrasion minimiert werden, die Oberfläche bleibt somit länger intakt, glatt und glänzend. Allerdings stellt eine sehr hohe Oberflächenhärte auch eine gewisse Herausforderung für den Zahnarzt in Bezug auf die Politur dar. Die Zusammenhänge von Härte, Abrasionsverhalten und Polierbarkeit werden in diesem Kapitel näher beleuchtet.

Oberflächenhärte

Die Oberflächenhärte gibt an, inwieweit ein Material Widerstand gegen Belastungen auf geringer Fläche leistet. Je kleiner ein in einem solchen Versuch hinterlassener Eindruck auf der Oberfläche ist, desto höher ist die Oberflächenhärte. Je nach der Geometrie der verwendeten Spitzen bei diesen Druckversuchen spricht man von verschiedenen Härten: Vickershärte (Pyramidenförmiger Stempel), Brinellhärte (Kugel), Knoop-Härte (Rhombische Diamantspitze) oder Barcolhärte (Kegelstumpf). Für eine langfristig formstabile Okklusalfäche ist eine schmelzähnliche Oberflächenhärte wünschenswert.

Abrasion

Die Abrasion beschreibt, inwieweit ein Abrieb eines Materials an der Oberfläche stattfindet. Zur Messung dieses Parameters hat sich in der Zahnheilkunde das sogenannte ACTA-Verfahren etabliert. Die ACTA-Abrasion ist ein Testverfahren, welches von der Universität Amsterdam entwickelt wurde (Academisch Centrum for Tandheelkunde Amsterdam). In diesem Verfahren wird der langfristige Abrieb durch „Kauen“ fester Nahrungspartikel simuliert. Ein Füllungsmaterial sollte eine möglichst große Abrasionsresistenz aufweisen.

Politur

Der Füllungslegung schließt sich die Ausarbeitung an. Hierzu gehören die Entfernung möglicher Überschüsse, eine sorgfältige Konturierung sowie das Finieren mit abschließender Politur. Weiche Composites lassen sich nahezu mit jedem Poliersystem in nur wenigen Sekunden polieren. Allerdings abradieren solch weiche Materialien an ihrer Oberfläche relativ schnell und der initiale Glanz geht verloren. Eines der Entwicklungsziele ist es daher, eine hohe Oberflächenhärte mit einer guten Polierbarkeit zu vereinbaren. Im Weiteren würde eine raue Oberfläche die Adhäsion von Bakterien sowie die Einlagerung von Farbstoffen in die oberflächliche Composite-Schicht begünstigen. Bei gewollt sehr harten und widerstandsfähigen Materialien, wie GrandioSO, sollte auf das sorgfältige Finieren der Restauration ganz besonders geachtet werden. Bei modernen Nano-Hybrid-Composites empfiehlt sich ein zweistufiges Finieren mit rotem und gelbem Diamanten, mitteltourig unter Wasserkühlung. Im Anschluss erfolgt die Hochglanzpolitur unter Verwendung leicht abrasiver Poliersysteme.

Untersuchungen

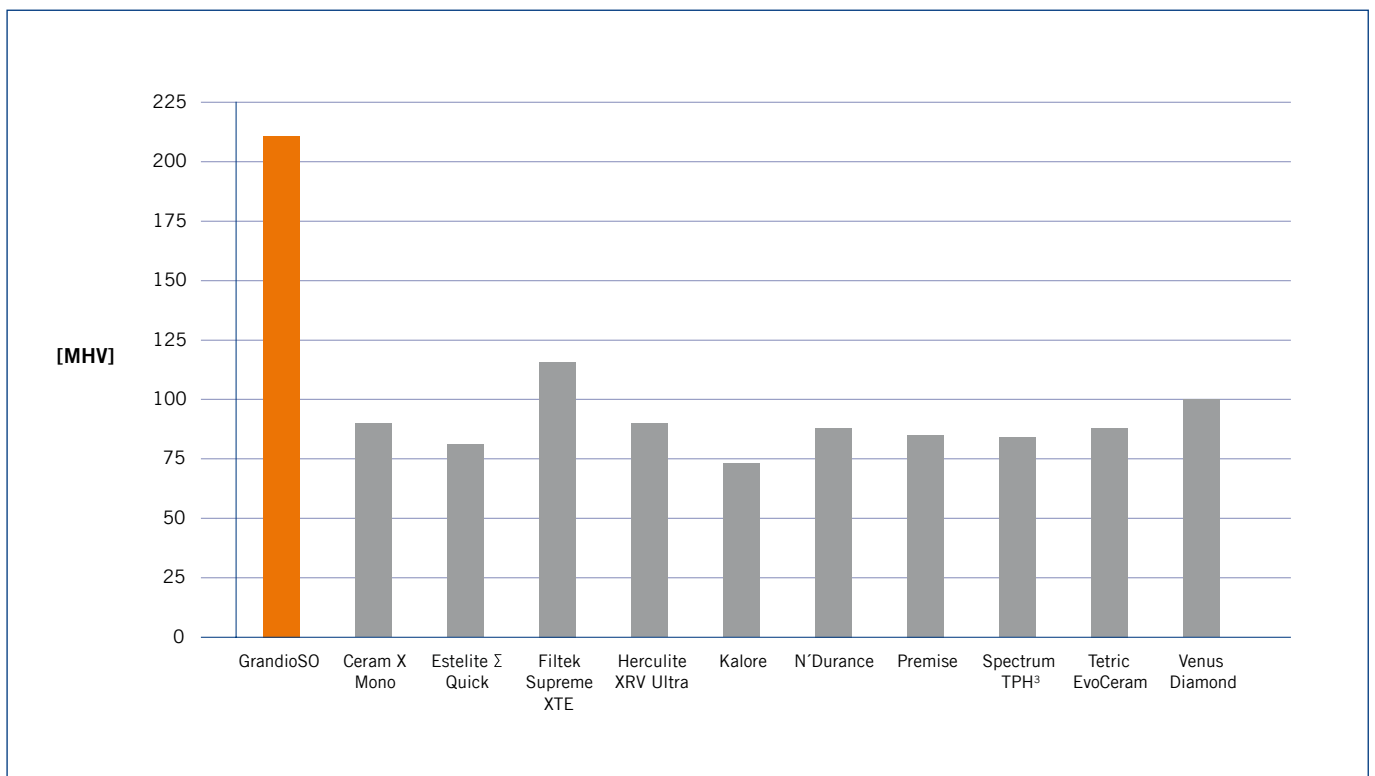
Oberflächenhärte

Messverfahren

In einer Untersuchung der Universität Rostock wurde die Oberflächenhärte von GrandioSO ermittelt. Hierzu wurde die Mikrohärte (nach Vickers) an lichtgehärteten 2x2 mm großen Prüfkörpern gemessen.^[1] Die Oberfläche wurde zunächst mit Schleifpapier behandelt. Im Anschluss wurde ein standardisiertes Diamant-Prisma mit einer Kraft von 1 N und einer Eindringgeschwindigkeit von 0,2 N/Sekunde auf den Prüfkörper aufgelegt. Nach einer Verweildauer von 5 Sekunden wurde der Diamant wieder entfernt und der verbleibende Abdruck im Prüfkörper vermessen. Aus den Dimensionen des Abdrucks konnte die Mikro-Vickershärte berechnet werden.

Ergebnisse

GrandioSO zeigt in dieser Untersuchung eine im Durchschnitt doppelt so hohe Oberflächenhärte gegenüber allen übrigen getesteten Materialien. Dieser hohe Wert verspricht eine langfristige Resistenz gegenüber Abrasionserscheinungen der Oberfläche sowie eine hohe Formstabilität der Okklusalfäche.



Oberflächenhärte [MHV] verschiedener Composite-Materialien (Behrend 2010).

Literatur

[1] Behrend, 2010.

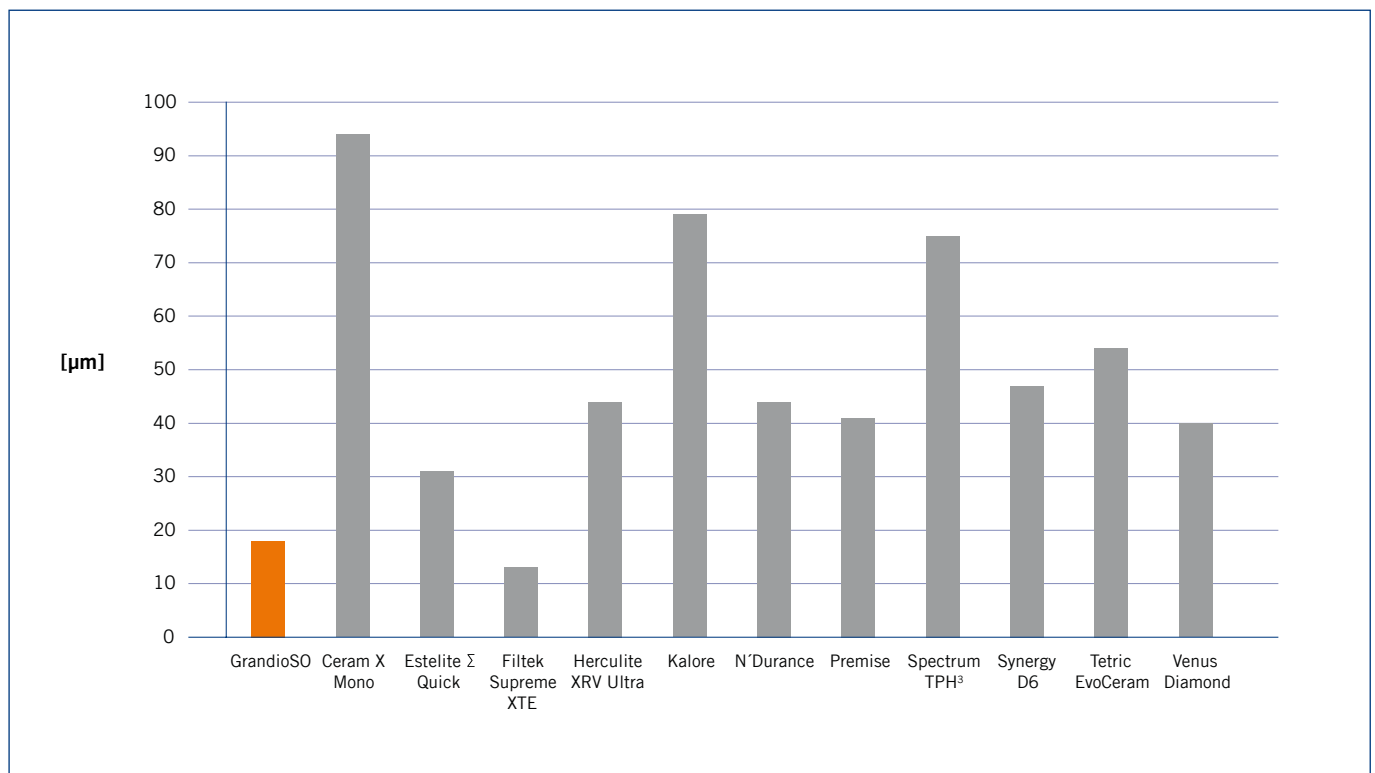
ACTA-Abrasion

Messverfahren

Die 3-Medien ACTA-Abrasion wurde gemäß der am „Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam“ entwickelten Methode ermittelt.^[1] In diesem Test wird das Material an einem Rad befestigt, das mit einer Umdrehung pro Sekunde rotiert. Mit einer Andrückkraft von 15 N bewegt sich ein zweites Rad aus Stahl in die entgegengesetzte Richtung. Zwischen beiden Rädern befindet sich ein Brei aus gemahlenem Reis und gemahlener Hirse. Nach 200000 Zyklen wird der Abtrag des Composite-Materials bestimmt.

Ergebnisse

Es wird nur ein minimaler Abrieb von GrandioSO ermittelt. Eine solch hohe Abrasionsresistenz ist Garant für langfristig intakte Oberflächen sowie einen anhaltenden Glanz der Füllung.



Abrasionswerte [µm] verschiedener Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] De Gee und Pallav, 1994.

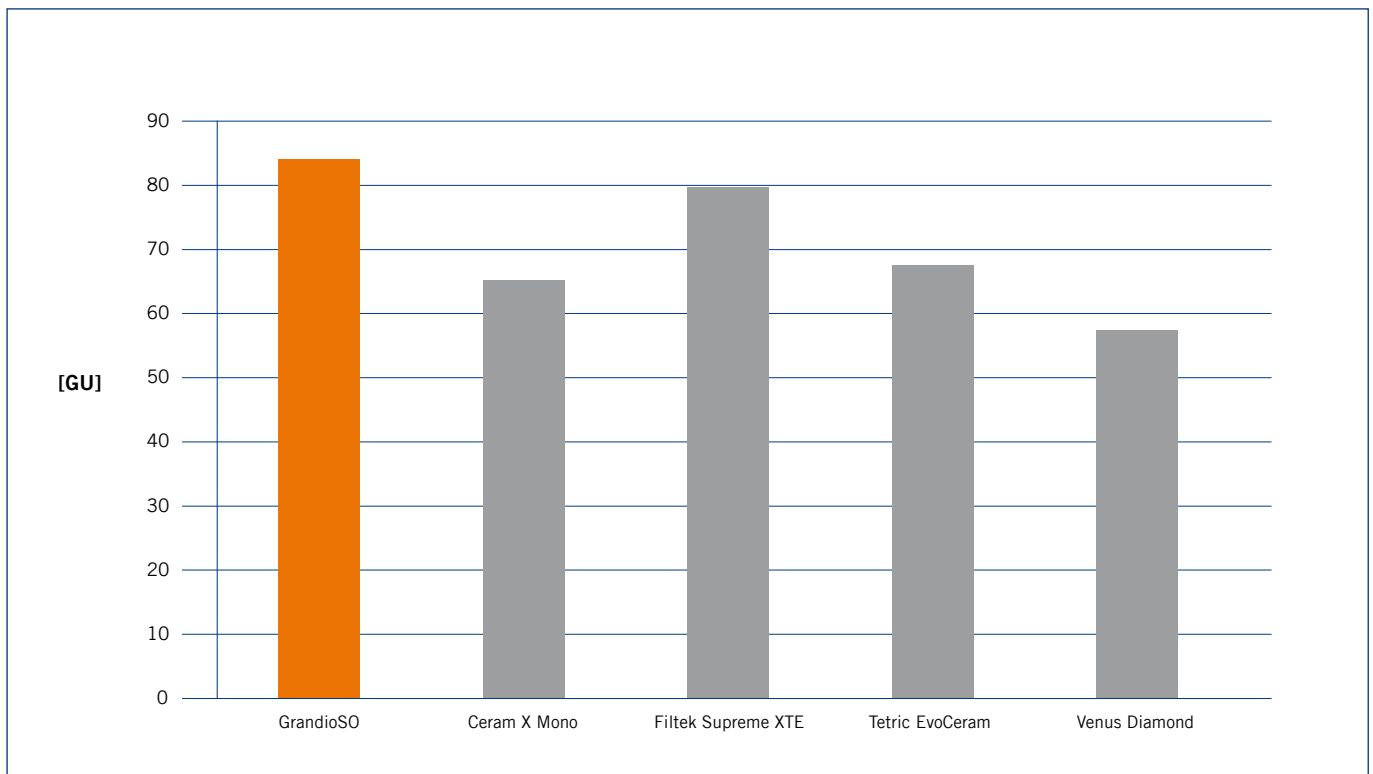
Oberflächenglanz nach Politur

Messverfahren

Der Oberflächenglanz der hier betrachteten Materialien wurde an polierten Probekörpern mit Hilfe eines Glanzmessgerätes in Glanzeinheiten (Gloss units, GU) bestimmt. Zur Vorbereitung wurden zunächst Probekörper von etwa 2 mm Höhe und 15 mm Durchmesser hergestellt. Diese wurden nachfolgend mit Schleifpapier (1000er Körnung) bearbeitet und anschließend mit Isopropanol gereinigt. Um einen optimalen Glanz zu erzeugen, wurden die Materialien mit dem Polierer Dimanto (VOCO) bei ca. 5000 Umdrehungen pro Minute ohne Wasserkühlung poliert.^[1]

Ergebnisse

Trotz der sehr hohen Oberflächenhärte und der sehr guten Abrasionsresistenz von GrandioSO ist es möglich, eine Hochglanzpolitur der Oberfläche vorzunehmen. Die ermittelten Glanzwerte liegen in der vorliegenden Messung sogar über den Glanzwerten der Vergleichspräparate.



Werte für Oberflächenglanz [GU] getesteter Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] DIN 67530.

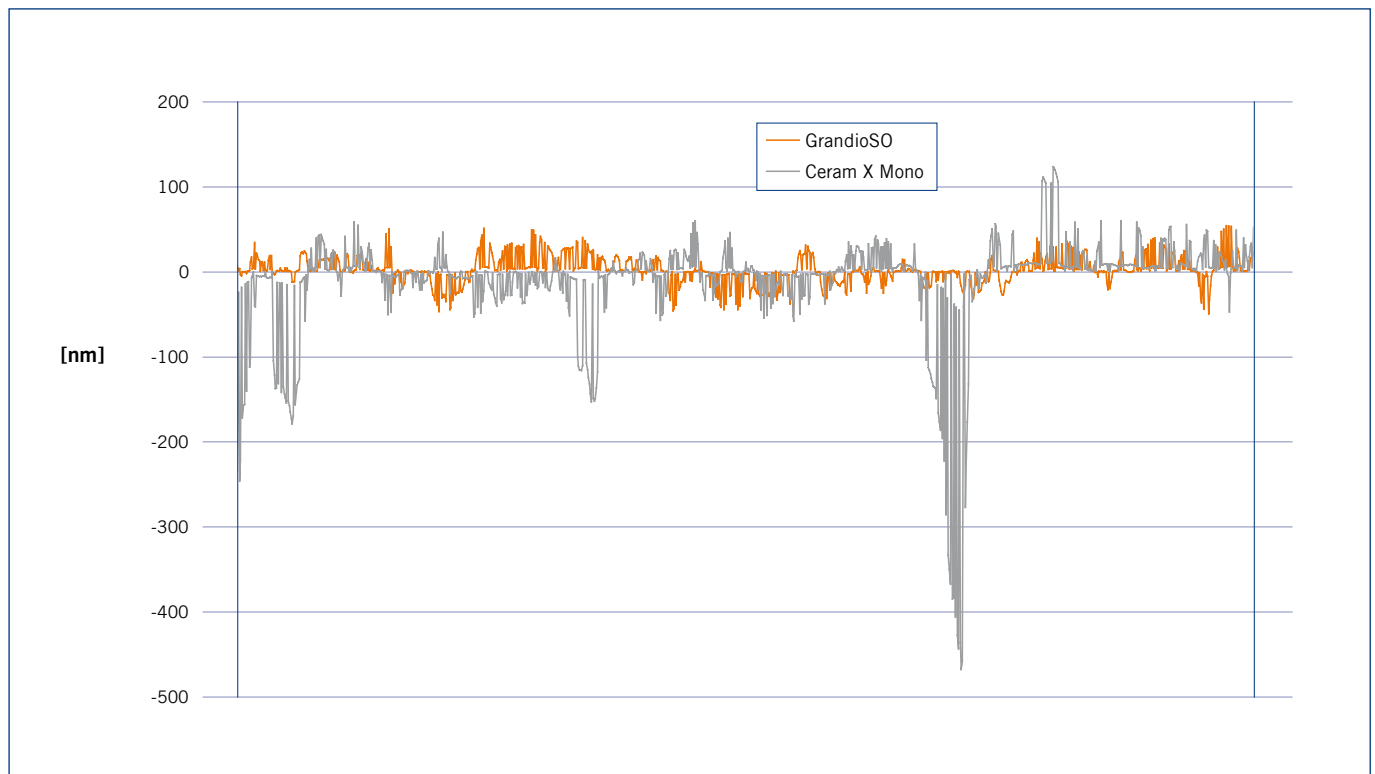
Oberflächenrauigkeit I

Messverfahren

An der Universität Rostock wurden rasterkraftmikroskopische Aufnahmen (AFM) von polierten Oberflächen von GrandioSO und Ceram X Mono aufgenommen.^[1] In diesem Messverfahren fährt eine Nadel, deren Spitze nur aus wenigen Atomen besteht über die Oberfläche. Durch die Wechselwirkungen mit den Atomen auf der Oberfläche verbiegt sich die Nadel, auch wenn kein Kontakt zwischen Nadel und Oberfläche besteht. Durch die Auslenkung können dann Rückschlüsse auf die Topographie der Oberfläche gezogen werden.

Ergebnisse

Die Oberfläche von GrandioSO weist im Vergleich zu Ceram X Mono deutlich geringere Unregelmäßigkeiten auf.



Oberflächenprofil [nm] (Atomic Force Topography) von GrandioSO und Ceram X Mono (Warkentin 2010).

Literatur

[1] Warkentin, 2010.

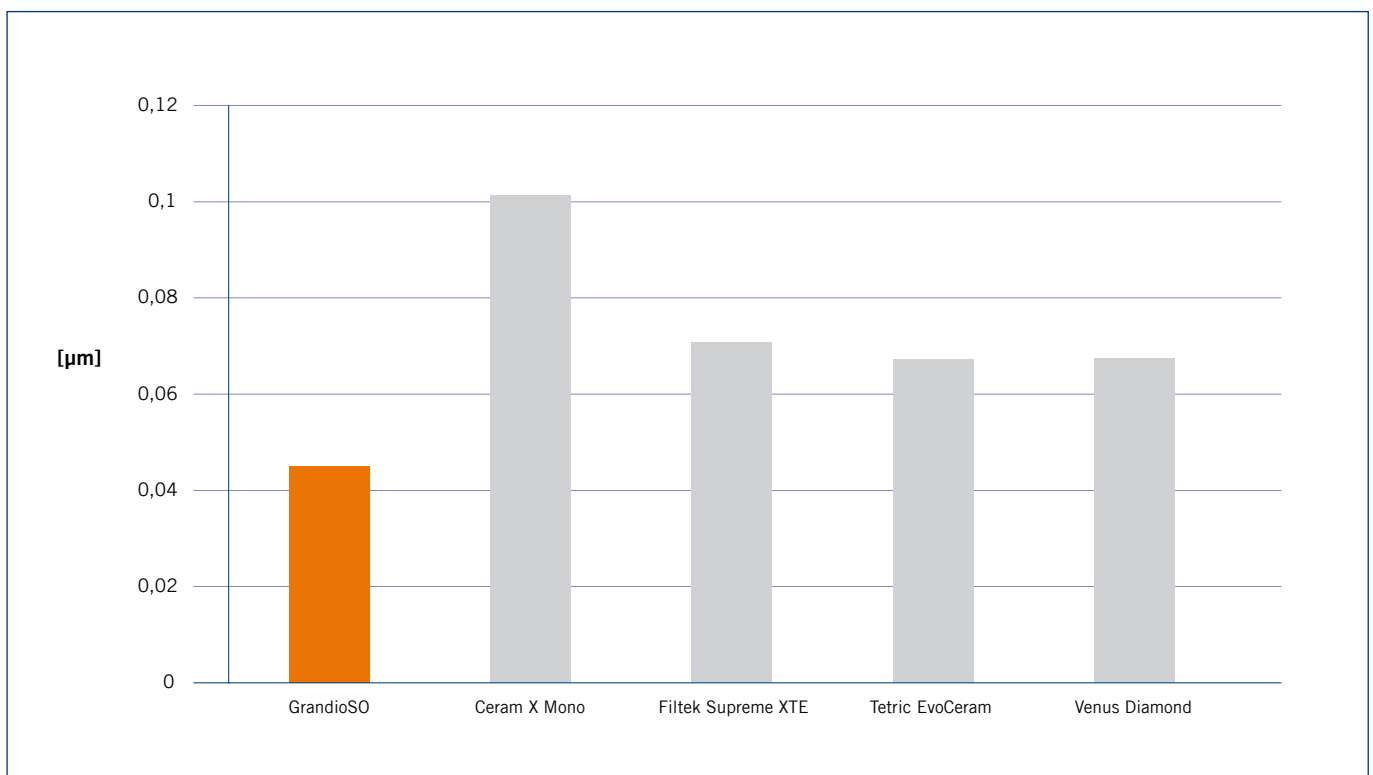
Oberflächenrauigkeit II

Messverfahren

Die Probekörper wurden nach der Lichthärtung mit dem Poliersystem Dimanto poliert. Die hier gezeigten Werte, welche von Fleming et al. gemessen wurden, wurden in einem Nichtkontakt-Verfahren durch ein Abscannen der Oberfläche mit einem chromatisch konfokalen Sensor bestimmt. Diese Sensoren können, nach Aufspaltung des sichtbaren Lichts durch eine Linse, Entfernungen durch die wellenlängenabhängigen Austrittswinkel des Lichtes bestimmen. Die Scans wurden auf einer 12 × 12 mm großen Fläche durchgeführt, sowohl in x- als auch in y-Richtung wurde alle 5 Mikrometer eine Höhenbestimmung durchgeführt. Die so erhaltenen 2401 Messwerte haben eine Auflösung in z-Richtung von 0,0236 nm.^[1]

Ergebnisse

In Bezug auf die arithmetische, durchschnittliche Rauigkeit (R_a) mit einem Wert von nur 0,045 μm zeigt GrandioSO in dieser Untersuchung die besten Werte. Die hohe Oberflächenhärte steht einer geringen Oberflächenrauigkeit damit nicht im Wege.



Durchschnittliche Rauigkeit (R_a) [μm] diverser Composites (Fleming 2010).

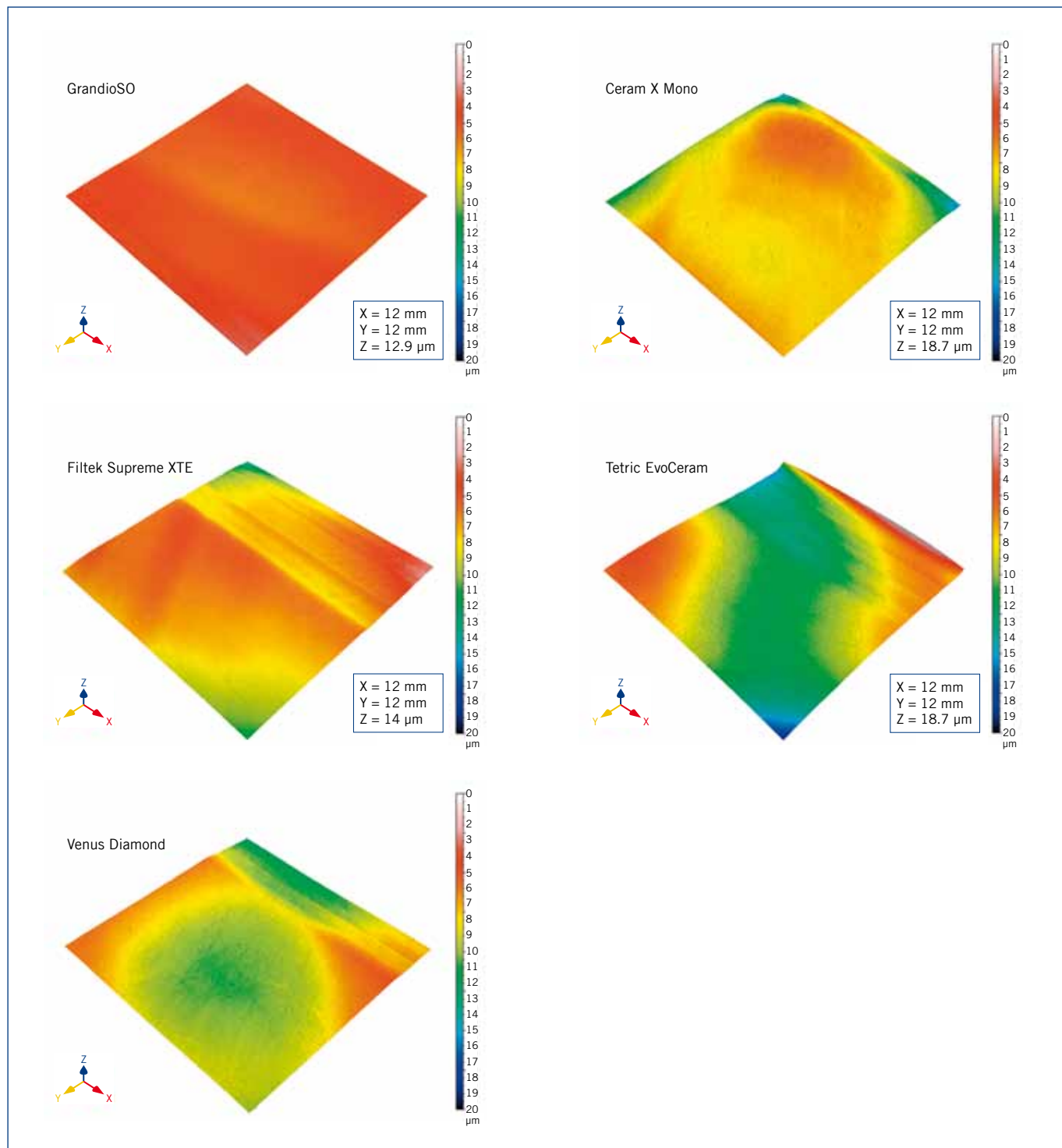
Literatur

[1] Fleming, 2010.

Oberflächenrauigkeit II

Im Zuge der oben gezeigten Studie von Fleming et al. wurden auch profilometrische Aufnahmen der untersuchten Oberflächen angefertigt. Der Farbverlauf in diesen Bildern drückt

eine Änderung des Höhenniveaus innerhalb der untersuchten Oberfläche aus. Je einfarbiger die Abbildung, desto geringer sind die Veränderungen im Profil.



Profilometrische Aufnahmen der Oberfläche verschiedener Composites. Geringste Veränderungen im Höhenprofil von GrandioSO (Fleming 2010).

Zusammenfassung

Untersuchungen der Oberfläche zeigen, dass GrandioSO eine doppelt so hohe Härte wie andere Composite-Materialien aufweist. Zudem zeigt Grandio eine hohe Widerstandskraft gegenüber Abrasionsprozessen. Diese beiden Eigenschaften stehen der Polierbarkeit von GrandioSO nicht im Weg. Die Studien zeigen, dass eine sehr glatte Oberfläche im Politurschritt erreicht werden kann, welche in den Glanzmessungen ebenfalls zu sehr guten Werten führt.

Mit GrandioSO konnte ein Composite entwickelt werden, das die Anforderungen von hoher Oberflächenhärte und Abrasionsresistenz mit einer guten Polierbarkeit optimal vereint.

GrandioSO – Solubility Optimised

Physikalische Parameter zum Verhalten von GrandioSO in wässrigem Milieu

Dentale Füllungsmaterialien sind 24 Stunden am Tag dem feucht-wässrigen Milieu der Mundhöhle ausgesetzt. Aus diesem Grund werden Füllungsmaterialien auf ihr Verhalten auch gegenüber Wasser geprüft, damit der permanente Kontakt zu Wasser auch langfristig nicht zu negativen Folgen führt. Dabei sind zwei Parameter von Bedeutung: Die Löslichkeit in Wasser sowie die Wasseraufnahme.

Wasserlöslichkeit

Ein Füllungsmaterial sollte auch in wässriger Umgebung lösungsbeständig sein. Ein zu starkes Herauslösen von Teilen des Füllungsmaterials führt zwangsläufig zu einer Destabilisierung der Füllung. Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Bestimmung der Löslichkeit ist ein Rückschluss auf mögliche Restmonomere. Monomere, die während der Polymerisationsreaktion nicht in das dreidimensionale Netzwerk eingebunden werden, können die Füllung relativ leicht verlassen. Die Freisetzung von Restmonomeren sollte weitestgehend minimiert werden.

Wasseraufnahme

Composites nehmen trotz ihrer relativ starken Hydrophobie in geringen Mengen Wasser auf. Dieses Wasser wird in den Zwischenräumen des Polymers eingelagert. Ein Einlagern von Wasser birgt zwei wesentliche Nachteile. Der erste Nachteil betrifft die Volumenstabilität der Füllung. Bei der Aufnahme von Wasser kommt es zu einer Quellung des Materials. Ist die Wasseraufnahme hoch, besteht gerade bei Füllungen bei denen lediglich dünne Kavitätenwände verbleiben, die Gefahr, dass diese im Verlaufe der Zeit durch den Quelldruck frakturieren können. Auch Schmelzrisse können eine Folge der Quellung von Füllungsmaterialien sein. Der zweite negative Aspekt bei der Wasseraufnahme ist in einer möglichen Beeinträchtigung der Ästhetik zu sehen. Eine erhöhte Wasseraufnahme geht stets einher mit einer erhöhten Aufnahme von farbigen Substanzen und führt damit langfristig zur Verfärbung der Füllung.

Untersuchungen

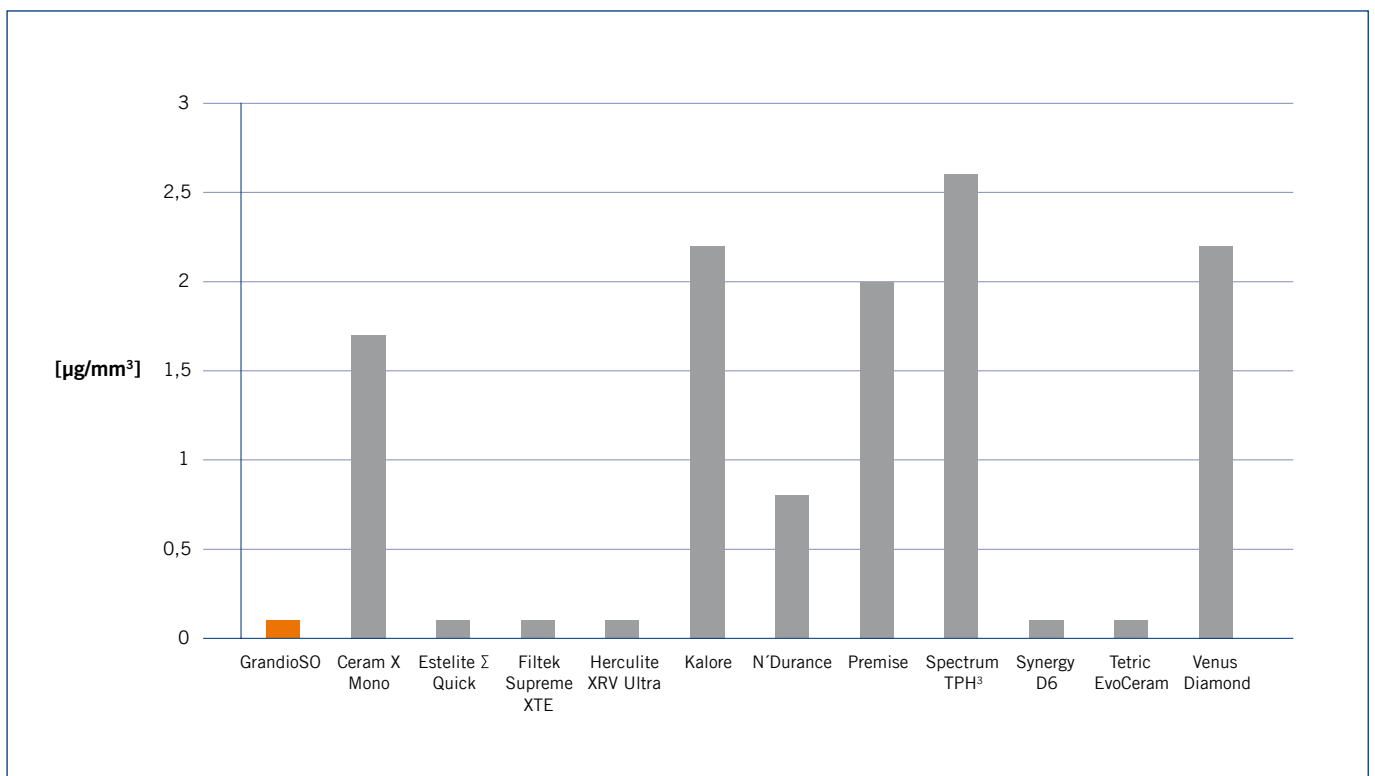
Löslichkeit in Wasser

Messverfahren

Die Löslichkeit von GrandioSO in Wasser wurde nach der ISO-Norm 4049 bestimmt.^[1] Dazu wurden Probekörper mit einem Durchmesser von $15,0 \pm 0,1$ mm und einer Höhe von $1,0 \pm 0,1$ mm lichtgehärtet. Nach Bestimmung des Ausgangsgewichts wurden die Probekörper für 7 Tage bei 37°C in Wasser gelagert. Anschließend wurden die Probekörper herausgenommen, mit Wasser abgespült und abgetupft, bis auf der Oberfläche keine Feuchtigkeit mehr sichtbar war. Nach dem Aufbewahren in einem Vakuum bei 37°C wurde das Gewicht erneut bestimmt und die im Vergleich zum Ausgangsgewicht resultierende Wasserlöslichkeit berechnet. In der Norm nach ISO 4049 wird eine Wasserlöslichkeit von $\leq 7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ vorgeschrieben.

Ergebnisse

GrandioSO zeichnet sich durch eine äußerst geringe Löslichkeit in Wasser aus. Eine langfristige Destabilisierung durch Ausspülungsprozesse während der Liegedauer der Füllung ist somit höchst unwahrscheinlich.



Wasserlöslichkeit [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$] verschiedener Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] ISO 4049, International Organisation for Standardization.

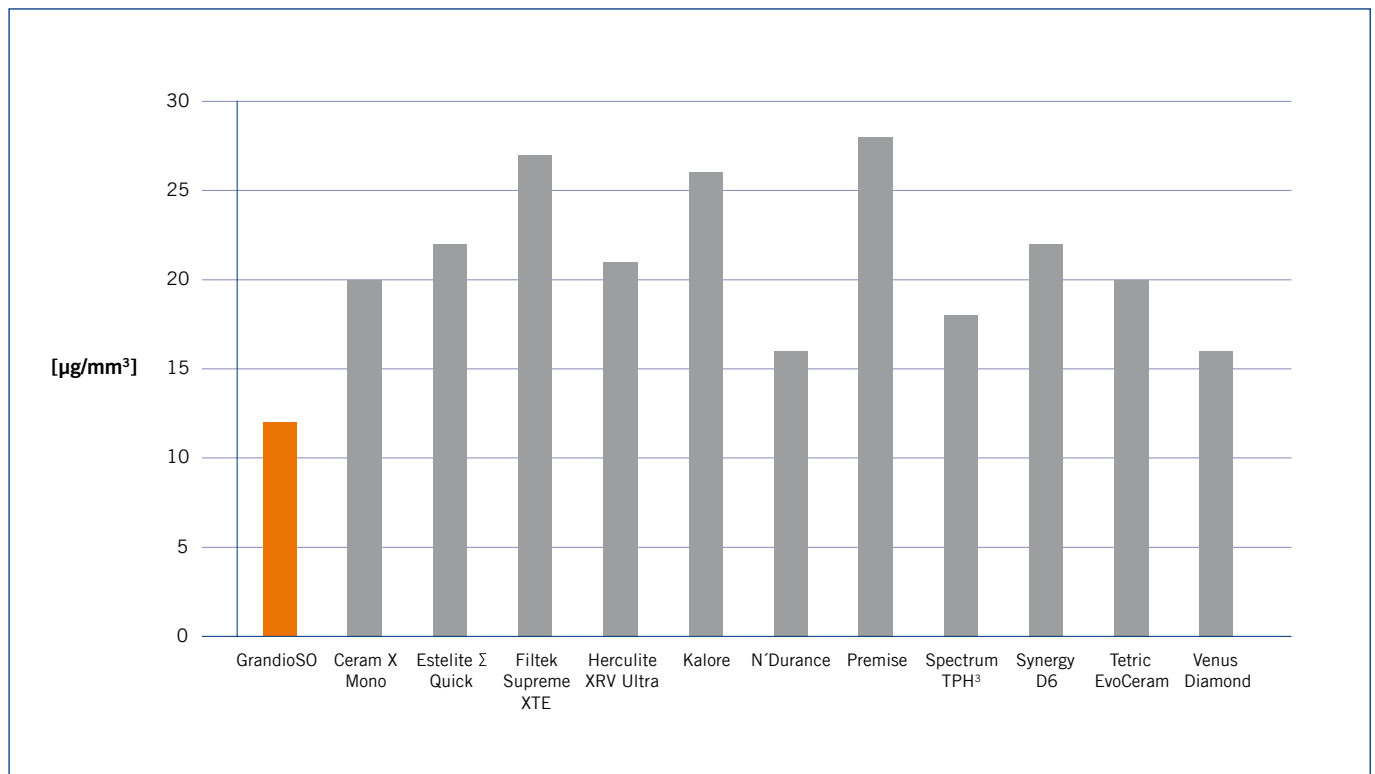
Wasseraufnahme

Messverfahren

Die Wasseraufnahme wurde nach ISO 4049 bestimmt.^[1] Dazu wurden Probekörper der getesteten Composite mit einem Durchmesser von $15,0 \pm 0,1$ mm und einer Höhe von $1,0 \pm 0,1$ mm lichtgehärtet. Nach Bestimmung des Ausgangsgewichts werden die Probekörper für 7 Tage bei 37°C in Wasser gelagert. Danach werden die Probekörper herausgenommen, mit Wasser abgespült und abgetupft, bis auf der Oberfläche keine Feuchtigkeit mehr sichtbar war. Die Probekörper werden 15 s in der Luft hin- und her geschwenkt und 1 min nach dem Herausnehmen aus dem Wasser gewogen. Aus diesem Wert ergibt sich die Wasseraufnahme. Die ISO 4049 schreibt eine Wasseraufnahme von $\leq 40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ vor.

Ergebnisse

Ein Vergleich der Wasseraufnahme zeigt, dass GrandioSO mit nur $12 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ den geringsten Wert der getesteten Composite-Materialien aufweist. Diese geringe Wasseraufnahme lässt ein nur geringes Quellverhalten der Füllung vermuten und spricht somit auch für langfristig farbstabile Füllungen.



Wasseraufnahme [$\mu\text{g}/\text{mm}^3$] der untersuchten Füllungs-Composites (VOCO 2010).

Literatur

[1] ISO 4049, International Organization for Standardization.

Zusammenfassung

Im Verhalten gegenüber Wasser zeigt GrandioSO sehr gute Werte. Sowohl Wasserlöslichkeit als auch Wasseraufnahme liegen deutlich unterhalb der in der ISO festgelegten Grenzwerte. Dieses Verhalten spricht für langfristig stabile und ästhetische Füllungen.

GrandioSO – Speed Optimised

Verarbeitungseigenschaften von GrandioSO

Hersteller von Dentalmaterialien müssen stets zwei Aspekte bei der Entwicklung von neuen Materialien im Auge behalten. Auf der einen Seite stehen optimale physikalische Eigenschaften eines Produkts. Auf der anderen Seite muss dieses Produkt für den Anwender, also den Zahnarzt, gut verarbeitbar sein. Zu diesen physikalischen und anwendungsbedingten Eigenschaften zählen das Handling, Tageslichtbeständigkeit, Röntgenopazität sowie Lichthärtezeiten des Composites.

Handlingeigenschaften

Was das Handling mit Composites anbetrifft, so sind für den Anwender zahlreiche wichtige Eigenschaften von Interesse: Modellierbarkeit, Nicht-klebrige Konsistenz, Stopfbarkeit u.v.m. In einer Studie von Frankenberger et al. (2010) wurden diese Parameter in einem Anwendertest evaluiert. GrandioSO schneidet in dieser Anwenderbefragung sehr gut ab. Die guten physikalischen Eigenschaften konnten also mit einer hohen Anwenderfreundlichkeit verknüpft werden.

Tageslichtbeständigkeit

Alle lichthärtenden Füllungs-Composites werden durch Bestrahlung mit blauem Licht zur Polymerisation gebracht. Blaues Licht befindet sich natürlicherweise auch im Spektrum des Tageslichtes, so dass das Material bereits unter Tageslicht langsam beginnt, auszuhärten. Um dem Anwender eine maximale Verarbeitungszeit und damit eine stressfreie Schichtlegung zu ermöglichen, sollte dieser eher ungewollte Polymerisationsprozess sehr langsam verlaufen. Mit einer Tageslichtbeständigkeit von viereinhalb Minuten gibt GrandioSO dem Anwender eine in jedem Falle ausreichende Verarbeitungszeit.

Röntgenopazität

Eine gute Sichtbarkeit von Füllungsmaterialien im Röntgenbild erleichtert die Diagnose erheblich. Mit 320 %Al besitzt GrandioSO eine sehr hohe Röntgensichtbarkeit. Dies ermöglicht eine einfache Identifikation von Füllungen auch in sehr dünnen Schichten.

Lichthärtezeiten

Der Photoaktivator in GrandioSO ist Kampferchinon, welcher mit allen handelsüblichen Lichthärtegeräten aktiviert werden kann. Abhängig von der Opazität der einzelnen Farben und der Lichtleistung der Lampen ergeben sich folgende Belichtungszeiten:

LED- bzw. Halogenlampen mit einer minimalen Energieleistung von 500 mW/cm²

20 s: A1, A2, A3, VC A3.25, A3.5, A4, B1, B2, B3, C2, D3, BL

40 s: OA1, OA2, OA3.5, VC A5

LED- bzw. Halogenlampen mit einer minimalen Energieleistung von 800 mW/cm²

10 s: A1, A2, A3, B1, BL

20 s: VC A3.25, A3.5, A4, VC A5, B2, B3, C2, D3

40 s: OA1, OA2, OA3.5

Untersuchungen

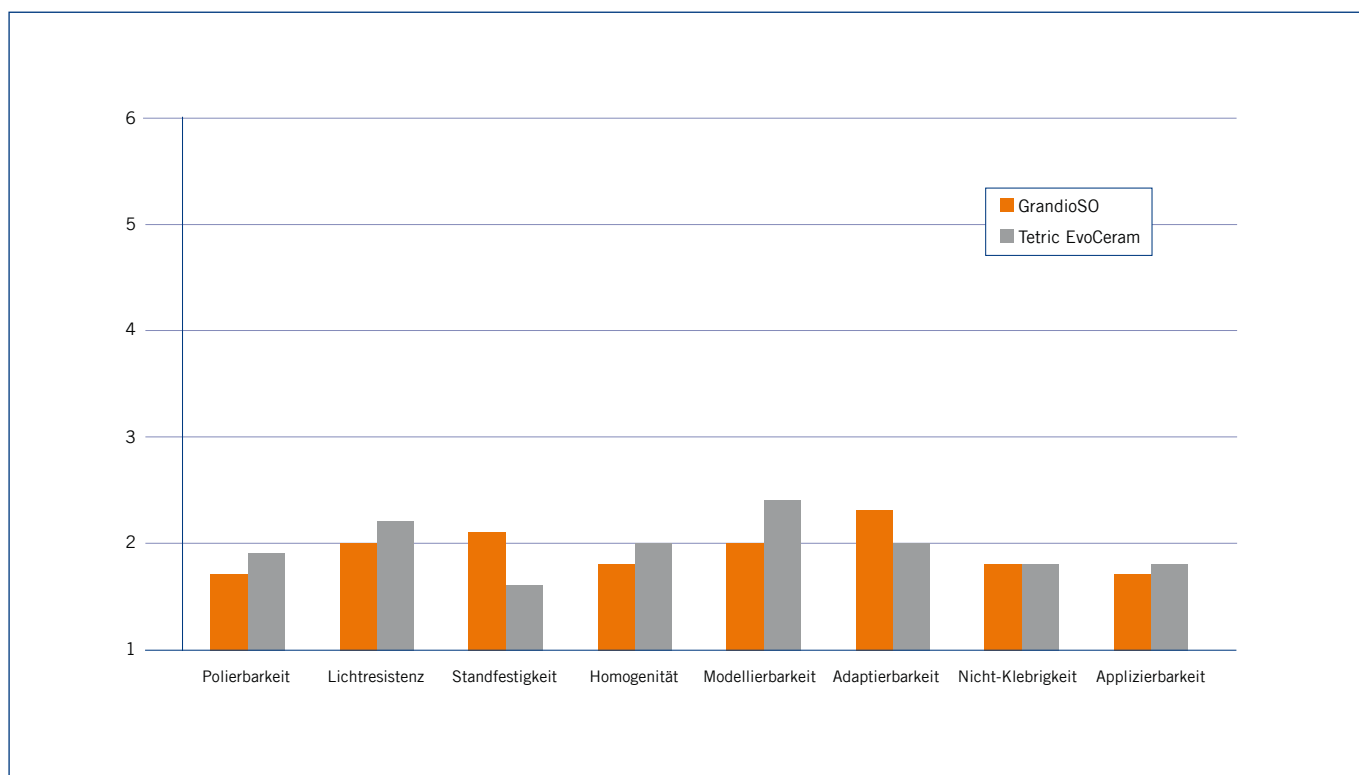
Handlingeigenschaften

Testverfahren

In einer Untersuchung von Prof. Frankenberger (Universität Marburg) wurden Testzahnärzten GrandioSO und Tetric Evo Ceram zum Handlingtest zur Verfügung gestellt. Nach Anwendung dieser Composites wurden die Zahnärzte aufgefordert, Bewertungen bezüglich verschiedener Anwendungseigenschaften abzugeben. Diese sollten gemäß eines vorgegebenen Bewertungsschemas (Sehr gut = 1, Gut = 2, Befriedigend = 3, Ausreichend = 4, Mangelhaft = 5, Ungenügend = 6) für die Kategorien Polierbarkeit, Lichtresistenz, Standfestigkeit, Homogenität, Modellierbarkeit, Adaptierbarkeit, Nicht-Klebrigkeit und Applizierbarkeit vorgenommen werden.^[1]

Ergebnisse

GrandioSO und Tetric Evo Ceram zeigen nahezu vergleichbare Handlingeigenschaften. Interessant hierbei ist eine besser bewertete Polierbarkeit von GrandioSO, obwohl es eine deutlich höhere Oberflächenhärte (s. Kapitel [GrandioSO – Surface Optimised](#)) gegenüber Tetric Evo Ceram aufweist.



Handlingeigenschaften nach Schulnoten (Frankenberger 2010).

Literatur

[1] Frankenberger, 2010.

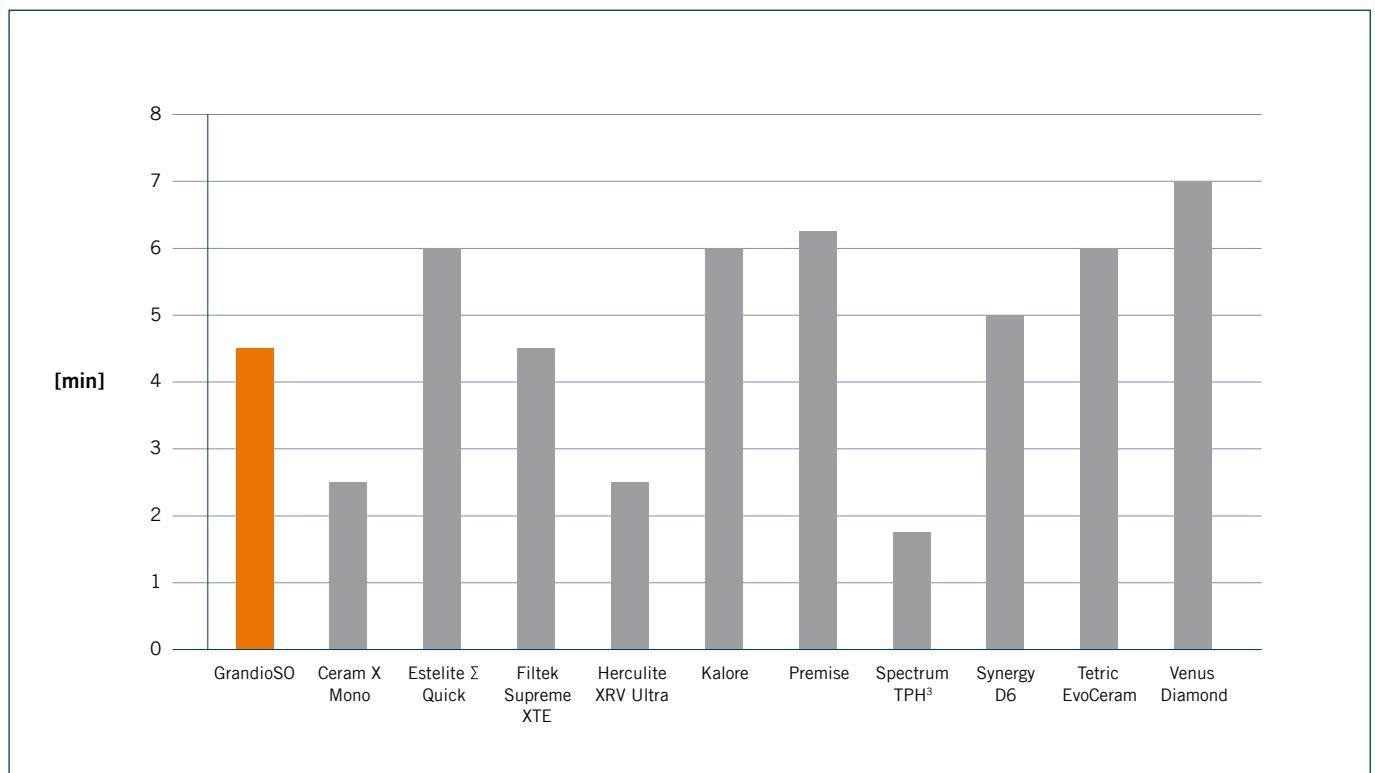
Tageslichtbeständigkeit

Testverfahren

Die Tageslicht- oder Umgebungslichtbeständigkeit wurde entsprechend der ISO 4049 bestimmt.^[1] Kleine Portionen von etwa 30 mg des Materials wurden in Form einer Kugel einem definierten Umgebungslicht (8000 ± 1000 lux) ausgesetzt. Im Abstand von 5 Sekunden wurde je eine Kugel zwischen zwei Glasplatten bis auf eine dünne Schicht zusammengedrückt. Sobald das Material bei diesem Vorgang Risse oder andere Inhomogenitäten aufwies, galt die Tageslichtbeständigkeit als überschritten.

Ergebnisse

Eine Tageslichtbeständigkeit von 4 Minuten und 30 Sekunden ermöglicht dem Anwender von GrandioSO eine praxisingerechte Durchführung der Füllungslegung, um ohne Zeitdruck ein optimales Ergebnis zu erreichen.



Ermittelte Tageslichtbeständigkeit [min] verschiedener Composite-Materialien (VOCO 2010).

Literatur

[1] ISO 4049, International Organization for Standardization.

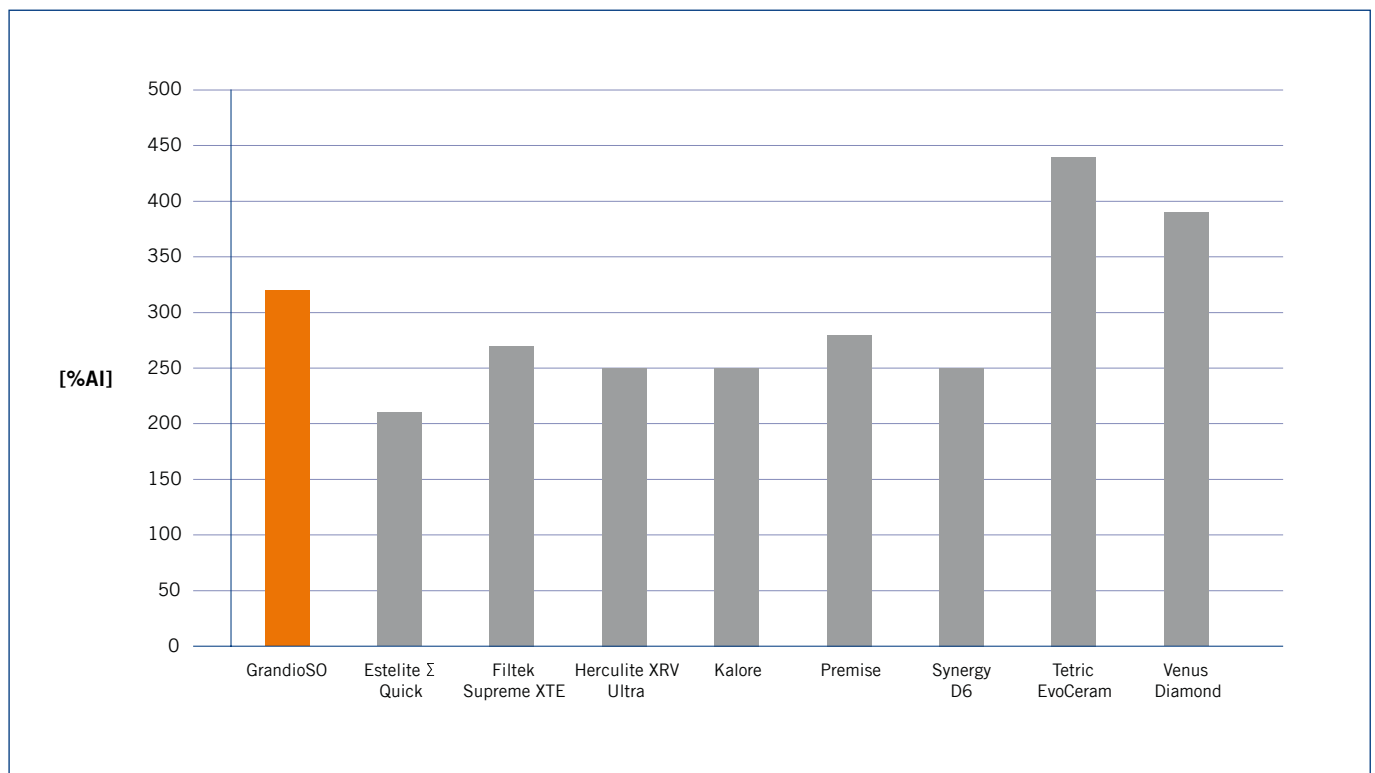
Röntgenopazität I

Testverfahren

Zur Bestimmung der Röntgenopazität wurden Probekörper mit einem Durchmesser von 15 mm und einer Höhe von 2 mm hergestellt, von denen anschließend eine Röntgenaufnahme (7 mA; 60 kV; 0,04 s) angefertigt wurde. Als Referenz diente ein treppenförmiger Aluminiumkörper. Zur Bestimmung wurden die Höhen dieser Stufen aus Aluminium sowie die Dicke der Probekörper mit einer Genauigkeit von 0,01 mm bestimmt. Außerdem erfolgte für beide eine Bestimmung der Grauwerte. Aus diesen Werten wurde dann mittels linearer Regression die Röntgenopazität in Aluminiumäquivalenten berechnet.^[1]

Ergebnisse

GrandioSO zeigt eine Röntgenopazität von 320 %Al. Dadurch wird eine gute Sichtbarkeit auch bei Vorliegen dünner Schichten im Röntgenbild garantiert, was den Anwender in seiner Befundaufnahme unterstützt.



Werte [%Al] zur Beschreibung der Röntgenopazität von Füllungs-Composites (VOCO 2010).

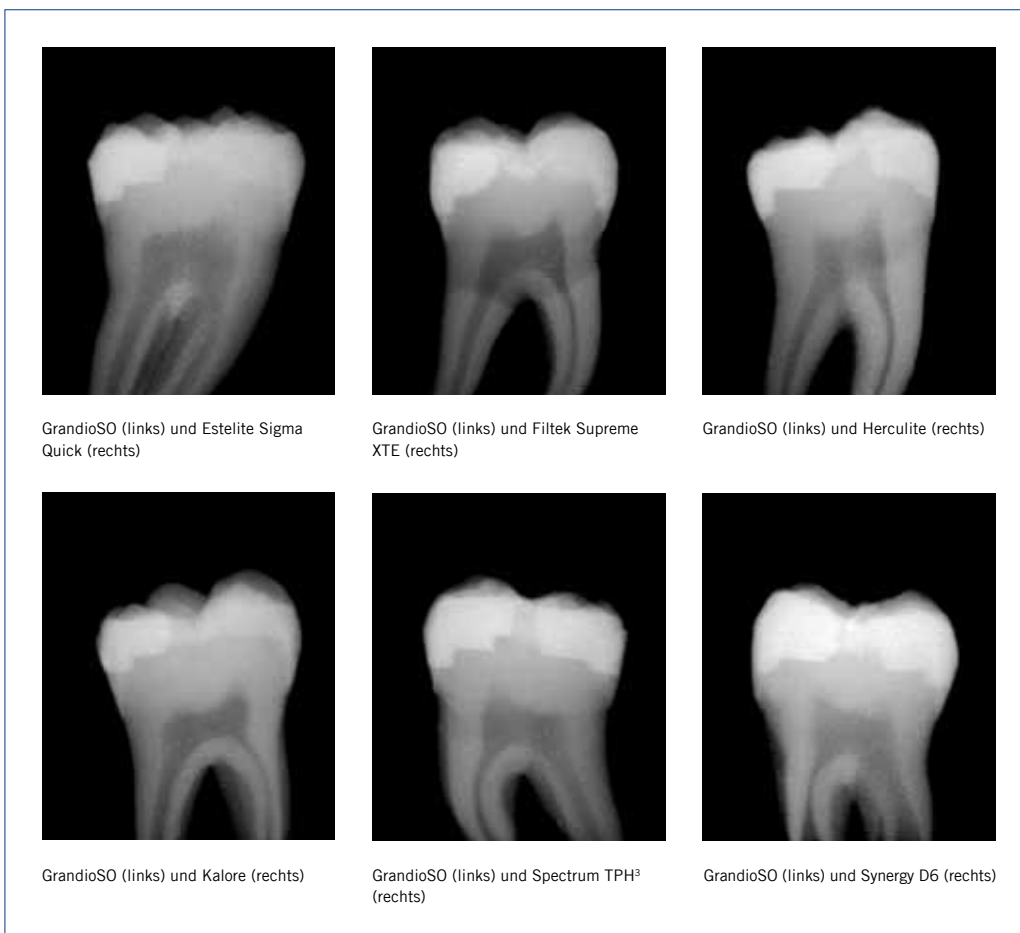
Literatur

[1] ISO 4049, International Organization for Standardization.

Röntgenopazität II

Die eindeutige Sichtbarkeit von Füllungen im Röntgenbild trägt entscheidend zur Erleichterung der Diagnosestellung des Zahnarztes bei. Um die Röntgenopazität von GrandioSO im natürlichen Zahn darzustellen, wurde an extrahierten Zähnen sowohl mesial als auch distal eine Klasse II Kavität präpariert.

Dabei wurde die eine Kavität nach Dentinkonditionierung mit GrandioSO gefüllt, die andere mit einem herkömmlichen Composite. Anschließend wurden digitale Röntgenaufnahmen (mA= 7, kV= 60, ms= 100) angefertigt.



Röntgenbilder. Unterschiedliche Röntgenopazität von GrandioSO und anderen getesteten Compositen (Braun 2010).

Zusammenfassung

Testzahnärzte bescheinigen GrandioSO in wichtigen Bereichen sehr gute Verarbeitungseigenschaften. Eine lange Tageslichtbeständigkeit ist Voraussetzung für eine Applikation ohne Zeitdruck. Eine hohe Röntgenopazität und die damit verbundene gute Sichtbarkeit im Röntgenbild vereinfacht eine eindeutige Diagnose.

Die in den Studien gezeigten herausragenden physikalischen Eigenschaften von GrandioSO gehen mit einem hohen Anwendungskomfort einher.

Literaturverzeichnis

- Abdalla A, Mirmohammadi H, Kleverlaan Feilzer CA: Effect of Thermocycling on Enamel-bond Strength of Self-etch Adhesives, IADR Barcelona **2010**, Poster #1336.
- Asmussen E, Peutzfeldt A: Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading, *Dent Mater* **2008**, 24: 600-605.
- Behrend D, Universität Rostock, Lehrstuhl für Medizintechnik, Bericht an VOCO, 2010/1.
- Behrend D, Universität Rostock, Lehrstuhl für Medizintechnik, Bericht an VOCO, 2010/2.
- Braun A, Universität Bonn, Bericht an VOCO, 2010.
- Craig RG, Peyton FA: Elastic and mechanical properties of human dentin, *J Dent Res* **1958**, 37: 710-718.
- Craig RG, Peyton FA, Johnson DW: Compressive properties of enamel, dental cements and gold, *J Dent Res* **1961**, 40: 936-945.
- De Gee AJ, Pallav P: Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine, *J Dent Suppl 1* **1994**, 22: 21-27.
- El Hejazi AA, Watts DC: Creep and visco-elastic recovery of cured and secondary-cured composites and resin-modified glass-ionomers, *Dent Mater* **1999**, 15: 138-143.
- Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B: In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing, *Clin Oral Investig* **2004**, 8: 130-138.
- Fleming G, Trinity College Dublin, Bericht an VOCO, 2010.
- Frankenberger R, Universität Marburg, Bericht an VOCO, 2010.
- Ilie N: Messmethoden zur Charakterisierung von Compositefüllungswerkstoffen, Dissertation, Ludwig-Maximilian-Universität München 2004.
- Jameson MW, Hood JAA, Tidmarsh BG: The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine, *J Biomech* **1993**, 26: 1055-1065.
- Kim SH, Watts DC: Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials, *Dent Mater* **2004**, 20: 88-95.
- Lohbauer U, Universität Erlangen, Bericht an VOCO, 2010.
- Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T: Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth, *J Oral Rehabil* **1999**, 26: 223-227.
- Ohring M: Engineering Material Science, Academic Press Inc 1995.

Rosentritt M, Universität Regensburg, Bericht an VOCCO, 2010.

Warkentin M, Universität Rostock, Lehrstuhl für Medizintechnik, Bericht an VOCCO, 2010.

Watts DC, Cash AJ: Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods and development, *Dent Mater* **1991**, *7*: 281-287.

Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM: Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development, *Dent Mater* **2003**, *19*: 1-11.

Watts DC, Marouf AS: Optical specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials, *Dent Mater* **2000**, *16*: 447-451.

Watts DC, Satterthwaite JD: Axial shrinkage-stress depends upon C-factor and composite mass, *Dent Mater* **2008**, *24*: 1-8.

Watts DC, Silikas N, Universität Manchester, Bericht an VOCCO, 2010.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G: Composite resins in the 21st century, *Quintessence Int* **1993**, *24*: 641-658.

Wolter H, Olsowski R, Fraunhofer ISC, Würzburg, Bericht an VOCCO, 2010.

Xu HC, Liu WY, Wang T: Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth, *Aust Dent J.* **1989**, *34*: 530-535.

VOCO GmbH
Postfach 767
27472 Cuxhaven
Deutschland

Tel.: +49 (0)4721-719-0
Fax: +49 (0)4721-719-109

info@voco.de
www.voco.de