

Jean-François Roulet, Hind Hussein, Nader F. Abdulhameed, Chiayi Shen

In-vitro-Verschleiß von zwei bioaktiven Komposits und einem Glasionomerzement*

Warum Sie diesen Artikel lesen sollten?

Neue sogenannte Smart-Komposits, welche pH-abhängig Ionen abgeben können, sind auf dem Markt erschienen. Deren mechanische Eigenschaften sind jenen der Komposits sehr ähnlich. Weil über deren Verschleißverhalten wenig bekannt ist, wird eine In-vitro-Verschleißstudie vorgestellt.

Ziel der Untersuchung:

Bestimmung des In-vitro-Verschleißes von 2 bioaktiven Komposits (Alkasites, welche pH-abhängig Ionen freisetzen) und einem Glasionomerzement.

Material und Methode:

Die Materialien (Activa, Pulpdent; Cention N, Ivoclar Vivadent, selbsthärtend) und Fuji IX (GC, Kontrolle) wurden in Aluminiumprobenhalter appliziert, gegen eine Glasplatte gepresst und nach Aushärtung 3 Wochen in Wasser gelagert. Im CS-4 Kausimulator (Mechatronik) wurden die Proben 400.000 Lastzyklen (49 N) gegen Steatitantagonisten und 4400 Temperaturzyklen (5–55 °C) ausgesetzt. Die Auswertung erfolgte mit Replikas (nach 5000, 10.000, 20.000, 40.000, 60.000, 80.000, 100.000, 120.000, 160.000, 200.000, 240.000, 280.000, 320.000, 360.000 und 400.000 Zyklen) in regelmäßigen Abständen mit Laserscanner (LAS-20, Mechatronik) und Geomagic Software (Verschleiß-Volumen). Die Daten wurden mit ANOVA und Tukey-Test analysiert. Repräsentative Verschleißfacetten wurden im Rasterelektronenmikroskop (REM) untersucht.

Ergebnisse:

Die Verschleißzunahme war nahezu linear und nach 60.000 Zyklen für Material signifikant unterschiedlich ($p < 0,001$). Nach 400.000 Zyklen wurde folgender Verschleiß gemessen: Activa 1,5713 mm³, Cention N 2,455 mm³ und Fuji IX 5,625 mm³. Der Antagonistenverschleiß war gering und zeigte eine umgekehrte Reihenfolge: ($p < 0,001$): Fuji IX 0,021 mm³, Activa 0,091 mm³ und Cention N 0,126 mm³. Die REM-Untersuchung zeigte Poren in den Pulver-Flüssigkeitssystemen. Komposits und deren Antagonisten hatten zerkratzte Oberflächen, was beim Glasionomerzement nicht zu sehen war.

Diskussion:

Die untersuchten bioaktiven Komposits zeigten Verschleißwerte, die vergleichbar sind mit jenen moderner Hybridkomposits, die mit der identischen Versuchsanordnung durch die Autoren ermittelt wurden. Der geringere Verschleiß von Activa im Vergleich zu Cention N kann damit erklärt werden, dass letzteres Material als Pulver-Flüssigkeitssystem mit Handanmischung konzipiert ist.

Schlussfolgerungen:

Aufgrund des Verschleißverhaltens sind die untersuchten bioaktiven Komposits für lasttragende Seitenzahnfüllungen (Amalgamersatz) geeignet, während der hohe Verschleiß von Glasionomerzement dessen Indikation (nicht lasttragende Klasse-I- und -II-Füllungen) bestätigt.

Schlüsselwörter: Smart-Komposit; Alcasit; Glasionomerzement; In-vitro-Verschleiß

University of Florida, College of Dentistry, Department for Restorative Dental Sciences, 1395 Center Drive, Gainesville FL 32608 USA: Prof. Dr. Jean-François Roulet, Dr. Hind Hussein BDS, Dr. Nader F. Abdulhameed BDS. MS. PhD Cand., Chiayi Shen Ph.D.

*Deutsche Übersetzung der englischen Version Roulet JF, Hussein H, Abdulhameed NF, Shen C: In vitro wear of two bioactive composites and a glass ionomer cement. Dtsch Zahnärztl Z Int 2019; 1: 24-30

Zitierweise: Roulet J-F, Hussein H, Abdulhameed NF, Shen C: In-vitro-Verschleiß von zwei bioaktiven Komposits und einem Glasionomerzement. Dtsch Zahnärztl Z 2019; 74: 126-133

Peer-reviewed article: eingereicht: 13.11.2017, revidierte Fassung akzeptiert: 14.05.2018

DOI.org/10.3238/dzz.2019.0126-0133

In vitro wear of two bioactive composites and a glass ionomer cement

Objective of the study: to measure the in vitro wear of two bioactive smart composite restorative materials and one glass ionomer cement.

Materials and methods: The smart composites Activa (Pulpdent) and Cention N (Ivoclar Vivadent) and the glass ionomer cement Fuji IX (GC) were applied into aluminum sample holders, pressed against a glass plate and stored in water for 3 weeks after curing. The samples were subjected to 400,000 load cycles of 49 N in the CS-4 chewing simulator (Mechatronik) against steatite antagonists and subjected to 4,440 thermocycles from 5 °C to 55 °C. Samples were evaluated with replicas after 5,000, 10,000, 20,000, 40,000, 60,000, 80,000, 100,000, 120,000, 160,000, 200,000, 240,000, 280,000, 320,000, 360,000 and 400,000 cycles with a laser scanner (LAS-20, Mechatronik) and the Geomagic software (wear volume). The data was analyzed with ANOVA and Tukey test. Selected wear facets were analyzed with a scanning electron microscope (SEM).

Results: The increase in wear was almost linear and after 60,000 cycles significantly different depending on the material (Activa < Cention N < Fuji IX). After 400,000 load cycles the following wear was measured: Activa 1.571 mm³, Cention N 2.455 mm³ and Fuji IX 5.622 mm³. The wear of the antagonist was slight and in the reverse order ($p < 0.001$): Fuji IX 0.021 mm³, Activa 0.091 mm³ and Cention N 0.126 mm³. SEM analysis showed pores in the powder-liquid systems. The composite and their antagonists had scratched surfaces, something that was not seen on the glass ionomer cement.

Discussion: The bioactive composites that were tested had wear values comparable to the modern hybrid composites determined by the authors with the identical test method. The lesser wear of Activa in comparison to Cention N can be explained by the fact that the latter material is designed as a powder-liquid system with manual mixing.

Conclusion: Based on their wear behavior the tested bioactive smart composites are suitable for posterior fillings (as an amalgam replacement) while the great wear to the glass ionomer cement confirms this indication (non load-bearing class I and II fillings).

Keywords: smart composites; alcasites; glass ionomer cement; in-vitro-wear

Einleitung

Seit ihrer Erfindung in den 50er Jahren [1–3] wurden Kompositen kontinuierlich verbessert, jedoch ohne deren grundsätzlichen Konzepte zu verlassen [12]. Die Verbesserungen fanden vorwiegend in der Füllstofftechnologie statt. Parallel mit der

Verbesserung der Mahltechnologie kam auch die Erkenntnis, dass sich durch optimale „intelligente“ Füllstoffpartikelgrößenverteilung der Kunstharzanteil reduzieren ließ, was sich positiv auf das Polymerisations-schrumpungsverhalten auswirkte [27].

Auf der Kunststoffseite werden nach wie vor Diacrylate eingesetzt, wobei hier eine Vielzahl verschiedener Monomere mit sehr unterschiedlichen Molekulargewichten eingesetzt werden [27].

In neuester Zeit wurde eine neue Generation von Kompositen entwickelt, die als bioaktiv oder „smart“ bezeichnet werden [20]. Diese Bezeichnung soll ausdrücken, dass diese Materialien in der Lage sind, auf Umgebungsbedingungen zu reagieren. Bei einem pH-Abfall werden von diesen Materialien Ionen abgegeben, welche sowohl die von den Bakterien im Biofilm produzierten Säuren neutralisieren können als auch für Remineralisationsprozesse zur Verfügung stehen [29]. Dies wird durch die Verwendung von säurelöslichen Gläsern in Kombination mit neuartigen Monomeren, die als Diacrylate wie bisher polymerisiert werden können, erreicht [30].

Da zu Activa (Pulpdent) in der Literatur nur wenige Daten zu finden sind [6, 24], soll am Beispiel von Cention N (Ivoclar Vivadent) diese neue Kompositklasse, die Alcasite [11, 30] getauft wurde, kurz beschrieben werden. Der Füllstoff dieses Kompositen besteht aus bewährten Komponenten (Barium-Aluminium-Glas, Kalzium-Barium-Aluminium-Fluorsilikat-Glas, Ytterbiumtrifluorid und Isofüller [präpolymerisierte Partikel]) [30]. Als aktive Komponente ist ein Kalzium-Fluorsilikat-Glas beigemischt, welches pH-abhängig Ionen freisetzen kann. Dieses Füllstoffgemischpulver, welches auch Teile des Initiatorsystems enthält, wird mit einer Diacrylatmischung, welche aus Urethandimethacrylat, TMX-Urethandimethacrylat [22], einem kurzkettigen Verdünnermonomer (Tricyclodecan-dimethanol-Dimethacrylat) und einem hydrophilen Dimethacrylat (Polyethylen-Glycol-Dimethacrylat) zur besseren Benetzung der Zahnhartsubstanz besteht, vermischt [30].

Aufgrund der Zusammensetzung ist das ausgehärtete Material in der Lage, pH-abhängig Ca²⁺-, F- und OH-Ionen abzugeben. Die OH-Ionen neutralisieren die Säure unter Bildung von Wasser, die Kalzium- und Fluoridionen können Kalziumfluorid bilden und zusammen

Name	Typ	Hersteller	Charge #
Activa	Smart-Komposit	Pulpdent, Watertown MA 02472 USA	160615
Cention N	Smart-Komposit	Ivoclar Vivadent Schaan FL-9494	U19921
Fuji IX GP	Radiopaker Glass Ionomerzement	GC Tokyo, Japan	1604121

Tabelle 1 Verwendete Materialien

Last	49 N
Aufwärtsbewegung	2 mm
Abwärtsbewegung	1 mm
Horizontale Bewegung	0,7 mm
Aufwärtsbewegungsgeschwindigkeit	60 mm/sec
Abwärtsbewegungsgeschwindigkeit	60 mm/sec
Horizontalbewegungsgeschwindigkeit	40 mm/sec
Frequenz	1 HZ
Temperaturwechselbad	5–55 °C; 30 sec Haltezeit, Transferzeit 15 sec, Totale Zykluszeit 90 sec
Richtung	Vorwärts unter Last, rückwärts ohne Last

Tabelle 2 Einstellungen des Kausimulators

mit Phosphationen kann auch Kalziumphosphat für die Remineralisation von Schmelz zur Verfügung gestellt werden. Dieser Effekt wurde in vitro bis zu 100 µm von der Füllungs-Schmelz-Grenzfläche entfernt nachgewiesen [30].

Bezüglich der mechanischen Eigenschaften verhält sich Cention weitestgehend gleich wie ein Nano-hybridkomposit [30]. Die Biegefestigkeit bleibt bei Wasserlagerung im Bereich von 100–120 MPa stabil (gemessen bis zu 3 Monate); dasselbe gilt für den Elastizitätsmodul, der sich um 5 GPa einpendelt [11]. Damit reiht sich Cention N in den Bereich von bekannten und klinisch bewährten Hybrid- und Nano-hybridkompositen ein [12]. Die mechanischen Daten von Cention N sind auch vergleichbar mit jenen von Bulkfil Kompositen [11], mit denen Cention N,

allerdings mit einfacherer Applikation, verglichen werden kann. Das Material wird als Pulver-Flüssigkeitssystem mit Handanmischung angeboten und wird vom Hersteller (Ivoclar Vivadent) gezielt als Amalgamersatz für permanente Zähne und als Ersatz von Glasionomerzement in Milchzähnen, speziell für Länder, in welchen eine einfache Zahnheilkunde gefragt ist, positioniert. In diesen Ländern ist die Alternative zu Amalgam Glasionomerzement.

Activa ist vom Konzept her ähnlich wie Cention N aufgebaut, kommt als 2-Pastensystem in einem statischen Mischer und weist eine Biegefestigkeit von 105 MPa auf [6] und ist bezüglich der mechanischen Eigenschaften damit vergleichbar. Beide Materialien sind selbsthärtend (Amin-Peroxyd 2 Komponenten System), sind aber auch photopolymerisierbar

[24, 30]. Da das Material Cention N relativ neu ist, ist wenig über dessen Verschleißverhalten bekannt. Daher war das Ziel der vorliegenden Studie, in vitro den Verschleiß von Cention N zu messen im Vergleich zu einem Mitbewerberprodukt ähnlicher Zusammensetzung und einem klassischen Glasionomerzement (Kontrolle).

Material und Methoden

Die verwendeten Materialien sind in Tabelle 1 zusammengefasst. Die Probenherstellung erfolgte bei Raumtemperatur (ca. 21 °C) gemäß den Herstellerempfehlungen für jedes Produkt. Activa (Pulpdent, Watertown MA 02427 USA) wurde mit dem Activa-Spenser und statischen 5 ml Automix-Spritzen (Pulpdent) in sandgestrahlte und mit Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, FL 9494 Schaan Liechtenstein) vorbehandelte Aluminiumprobenhalter appliziert. Dann wurde eine Mylar-Matrize auf das Material gelegt und die Oberfläche mit einer Glasplatte flachgedrückt. Das Material wurde 10 min lang ausgehärtet (Selbsthärtung, keine Lichthärtung!). Danach erfolgte die Politur mit Soflex-Scheibchen (3M Espe, St. Paul, MN 55144 USA).

Zwei Meßlöffel Pulver und 2 Tropfen Harz von Cention N (Ivoclar Vivadent) wurden auf einem Mischblock aufgetragen und von Hand zu einer glatten Konsistenz vermischt. Zuerst wurde die Flüssigkeit mit der Hälfte des Pulvers gemischt, bis es gut benetzt war, dann wurde das verbleibende Pulver in kleinen Schritten zugegeben. Die Mischzeit überstieg nicht 60 sec. Dann wurde die Paste mit einem Spatel in die sandgestrahlten und vorbehandelten Aluminiumprobenhalter gegeben, mit einer Mylar-Matrize bedeckt und zu einer flachen Oberfläche gepresst. Das Material

Material	120.000 Zyklen	400.000 Zyklen
Activa	0,55 ± 0,06	1,57 ± 0,23
Cention N	0,95 ± 0,16	2,45 ± 0,24
Fuji IX	3,05 ± 0,31	5,62 ± 0,55

Tabelle 3 Verschleiß in mm³ nach 120.000 und 400.000 Lastzyklen (Mittelwert ± Standardabweichung); (p < 0,0001)

wurde 10 min vom Beginn des Mischens an unberührt gelassen (keine Lichthärtung!). Danach erfolgte die Politur mit Soflex-Scheibchen (3M Espe, St. Paul, MN 55144 USA).

Zwei Meßlöffel Pulver und 2 Tropfen Harz von Fuji IX (GC, Tokyo, Japan) wurden auf einem Mischblock aufgetragen und von Hand zu einer glatten Konsistenz vermischt. Zuerst wurde die Flüssigkeit mit der Hälfte des Pulvers gemischt, bis es gut benetzt war, dann wurde das verbleibende Pulver zugegeben. Die Mischzeit überstieg nicht 30 sec. Dann wurde die Paste wie oben beschrieben in vorbehandelte Probenhalter aus Aluminium aufgetragen. Nach 10 min wurde die Mylar-Matrix entfernt und die Oberfläche mit Soflex-Scheibchen (3M Espe) poliert. Zum Schluss wurde eine Schicht GC Fuji Varnish (GC) auf die Oberfläche aufgetragen. Alle Proben wurden für mindestens 3 Wochen in Wasser bei 37 °C gelagert, bevor sie dem Verschleiß unterzogen wurden.

Steatit-Antagonisten (ø 6 mm, SD Mechatronik, D-83620 Feldkirchen-Westerham) wurden mit einem lichtgehärteten Komposit in, wie oben beschrieben, vorbehandelte Aluminiumantagonistenhalter montiert. Neue Antagonisten wurden für jede Probe verwendet. Die Proben-Antagonisten-Paare wurden mittels Zufallszahlen auf die Kausimulator-Kammern (CS-4, Mechatronik, Deutschland) verteilt [25].

Der Kausimulator wurde gemäß den in Tabelle 2 aufgeführten Parametern programmiert. Gleichzeitig wurden die Proben 4440 Thermozyklen von 5–55 °C ausgesetzt.

Nach 5000, 10.000, 20.000, 40.000, 60.000, 80.000, 100.000, 120.000, 160.000, 200.000, 240.000, 280.000, 320.000, 360.000 und

400.000 Lastzyklen wurden die Proben mit einem hydrophilen Polyvinylsiloxan (Virtual Light Body Wash Material, Ivoclar Vivadent) und konfektionierten Abformträgern (ø 18 mm) abgeformt. Sie wurden mit Hartgips (Microstone, Premium Dental Stone, Golden, Whip Mix, Louisville, KY 40209) ausgegossen und mit einem Laserscanner (LAS-20, Mechatronik, Deutschland) gescannt. Von den Antagonisten wurden Abdrücke zu Beginn und nach 60.000, 120.000, 200.000, 280.000 und 400.000 Lastzyklen genommen. Sie wurden, wie oben beschrieben, mit Hartgips ausgegossen und mit einem Laserscanner (LAS-20, Mechatronik, Deutschland) gescannt.

Die Verschleißmessung (Volumen) wurde mit der Geomagic Software durchgeführt, wie von Matias et al. [18] beschrieben. Das gleiche Prinzip wurde verwendet, um den Verschleiß der Antagonisten zu messen. Die Verschleißdaten wurden von 2 Evaluatoren unabhängig voneinander bestimmt (HH und NA).

Die Daten wurden mit dem SAS-Programm mittels ANOVA und Tukey-Test (SAS® 9.4, Cary NC 27513, USA) analysiert.

Von ausgewählten Proben wurden Raster-Elektronen-Mikroskop (REM-)Bilder hergestellt, um die Verschleißfacetten und deren Oberflächenstruktur qualitativ zu beurteilen. Hierzu wurden die Proben und Antagonisten in einem Technic Hummer 22020 Sputter (Technics Inc, Alexandria VA 22310) mit Gold-Platin beschichtet.

Ergebnisse

Die Ergebnisse des Materialverschleißes sind in Abbildung 1 und Tabelle 3 dargestellt. Es ist offensichtlich, dass der Verschleiß des Glasionomer-

zements bei 400.000 Belastungszyklen viel höher war (5,62 ± 0,55 mm³) als bei Materialien auf Kunstharzbasis (Cention N 2,45 ± 0,24 mm³; Activa 1,57 ± 0,23 mm³). Diese Unterschiede waren statistisch signifikant (s. Tab. 3). Bis zu 60.000 Lastzyklen war kein signifikanter Unterschied zwischen Cention N und Activa festzustellen (s. Abb. 1).

Der Antagonistenverschleiß ist in Abbildung 2 dargestellt. Man beachte, dass Fuji IX den geringsten Abrieb von Antagonisten (0,06 ± 0,02 mm³) erzeugt hat. Beide Materialien auf Kompositbasis hatten die Antagonisten signifikant stärker abradert (Activa 0,16 ± 0,02 mm³; Cention N 0,19 ± 0,01 mm³). Dieser Unterschied war statistisch signifikant (p < 0,0001).

REM-Bilder der Verschleißfacetten und der entsprechenden Antagonisten der verschiedenen Materialien sind in den Abbildungen 3–5 gezeigt. Man beachte, dass beide Pulverflüssigkeitsformulierungen (Cention N und Fuji IX) mit Hohlräumen in der Struktur endeten (Abb. 4 und 5), die mit Activa (statischer Mischer des Paste-Paste-Systems) nicht gefunden wurden (Abb. 3). Die minimale Abnutzung der Antagonisten durch Fuji IX wird durch die Oberflächenstruktur der Antagonisten bestätigt. Es sind fast keine Schäden sichtbar. Fuji IX wies nur kleine Kratzer auf seiner Oberfläche auf. Auf der anderen Seite zeigten die Materialien auf Kompositbasis deutliche Kratzer in ihren Verschleißfacetten und erzeugten ähnliche Kratzer in den Antagonisten.

Diskussion

Wenn man die mechanischen Eigenschaften von Kompositen betrachtet, ist es wichtig sicherzustellen, dass

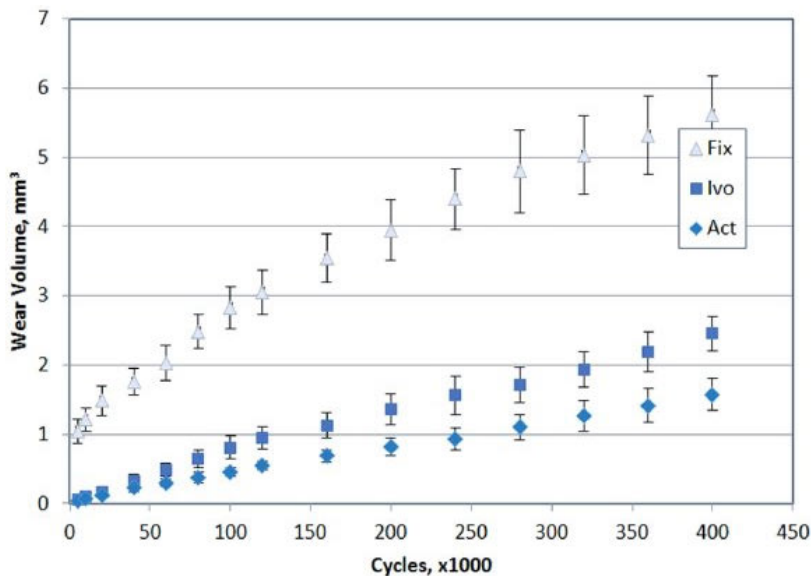


Abbildung 1 Verschleiß der untersuchten Materialien in mm³ (Fix = Fuji IX, Ivo = Cention N, Act = Activa); (p < 0,0001)

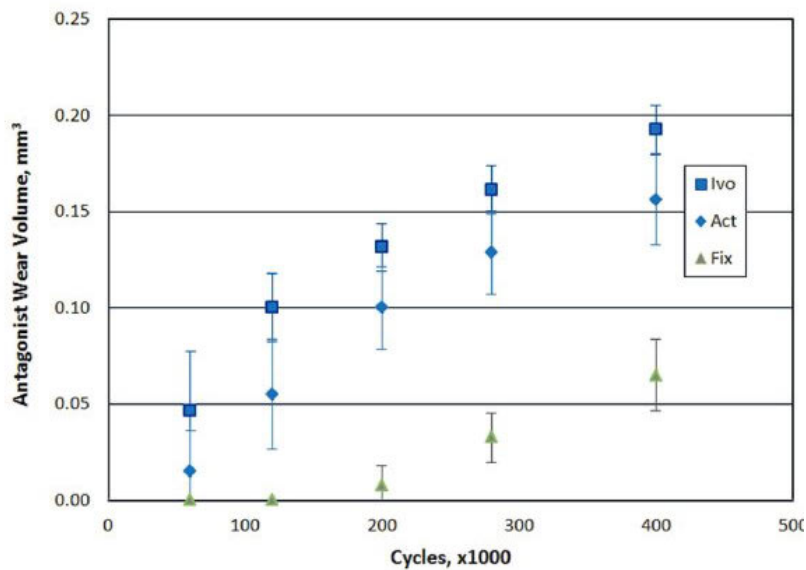


Abbildung 2 Verschleiß der Antagonisten in mm³ gegen die untersuchten Materialien (Fix = Fuji IX, Ivo = Cention N, Act = Activa); (p < 0,0001)

das Komposit gut ausgehärtet und stabil ist. Die getesteten Kompositmaterialien sind selbsthärtend mit Lichthärtungsoption [24, 30], um den Applikationsprozess zu beschleunigen. Zur Vermeidung einer weiteren Variablen, die die Ergebnisse verzerren könnte, wurde bewusst auf eine Lichthärtung verzichtet, zumal Cention N zum Einsatz in den Märkten mit einer einfachen Zahnheilkunde positioniert wurde, wo man annehmen kann, dass man Lichthär-

tung als Standard nicht voraussetzen darf.

Verschleiß ist ein sehr komplexer Prozess. Daher gibt es keinen spezifischen Standard für die Verschleißprüfung. Besonders in vitro ist es schwierig, die klinische Situation vollständig nachzuahmen. Die verschiedenen In-vitro-Verschleißmaschinen verwenden unterschiedliche Ansätze; in letzter Zeit wurden jedoch Maschinen mit Zweikörperverschleiß mit einer gleitenden Komponente und vor-

zugsweise computergesteuerten Kräften und Bewegungen bevorzugt [13]. Da jeder Verschleißtester einen anderen Arbeitsansatz hat [13], werden unterschiedliche Antagonisten bezüglich Material, Form und Abmessungen verwendet [4, 8, 14, 15, 18, 21]. In der vorliegenden Arbeit wurden sphärische Steatitantagonisten (ø 6 mm) wegen ihrer Härte, Reproduzierbarkeit, der Standardform ähnlich einem Zahnhöcker und der leichten Verfügbarkeit verwendet. Darüber hinaus verwenden die meisten Mechatronik-Kausimulator-Benutzer diese Antagonisten, was Vergleiche mit anderen Studien ermöglicht. Für den Betrieb des Kausimulators wurden Standardparameter verwendet. Daher sind unsere Daten gut vergleichbar mit denen der Ivoclar Vivadent-Gruppe in Schaan [16]. Der geringe Unterschied kann mit den unterschiedlichen Antagonisten erklärt werden. Im vorliegenden Experiment wurden kugelförmige Steatit-Antagonisten verwendet, während Ivoclar Vivadent standardisierte Empress-(Leucit-Keramik)-Antagonisten verwendete, die die Form eines Molarenhöckers aufwiesen. Die im vorliegenden Experiment erhaltenen Verschleißwerte waren nur halb so hoch wie diejenigen, die mit ähnlichen Kompositmaterialien in einem früheren Experiment [19] unter Verwendung desselben Kausimulators erzielt wurden. Dieser Unterschied kann mit der unterschiedlichen Kaukraft erklärt werden [19]. Im vorliegenden Experiment wurde eine Last von 49 N verwendet, während im vorherigen Experiment die Last 59 N betrug, was zu viel zu sein scheint, da Frakturen der Proben aufgetreten waren. Es ist schwierig, die tatsächliche Kaukraft in vivo unter Funktion zu bestimmen. Literaturdaten zeigen eine große Variation (20–120 N). Die Entscheidung, 49 N zu verwenden, basierte auf einer Arbeit von Gibbs et al. [7], die berichteten, dass 49 N die durchschnittliche Kaukraft unter normaler Funktion sind.

Zur Messung der Verschleißfacetten wurde ein Laserscanner verwendet. Heintze et al. [9] haben gezeigt, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen einem mechanischen oder optischen Profilometer und einem Laserscanner gibt.

Für die vorliegende Studie wurde fast dieselbe Methode wie in früheren Studien verwendet [10, 19, 28]. Der Unterschied bestand darin, dass in der Matias-Studie die zusammengesetzten Proben und die Antagonisten direkt gescannt wurden, während wir uns in der vorliegenden Studie dafür entschieden haben, Hartgipsreplicas zu verwenden. Der Grund dafür war, dass wir bei Direktbetrachtung von Facetten in polierten, flachen Komposit- oder Keramikflächen in der Geomagic-Software Verzerrungen in der flachen Oberfläche am Übergang zur Facette festgestellt haben [5]. Zudem hatten wir 2 Bewerter, die den Verschleiß auf der Grundlage der LAS 20-Scans, die identische Daten aufwiesen, gemessen haben. Alles in allem ergab dies kleine Standardabweichungen, sodass wir den Materialverschleiß der verschiedenen Materialien frühzeitig unterscheiden konnten (ab 80.000 Lastzyklen zwischen Cention N und Activa).

Allerdings wurde in der vorliegenden Studie die Gesamtzyklenzahl auf 400.000 erhöht, weil sich in einer Pilotstudie mit einem Glasionomerzement bei ca. 350.000 Zyklen der lineare Verlauf des Verschleißes geändert hatte (unpublizierte Daten).

Die Smart-Kompositen Activa und Cention N bieten beide eine Lichthärtungsoption. Cention N richtet sich jedoch an die aufstrebenden Volkswirtschaften, in denen es in der Regel unwahrscheinlich ist, dass Lichthärtungsgeräte zur Verfügung stehen. Daher wurde beschlossen, diese Materialien nur im Selbsthärtungsmodus zu verwenden.

Wie in einem früheren Experiment [19] war das Verschleißverhalten in den ersten 5000 Zyklen inkonsistent und hatte eine höhere Variabilität. Dies ist ein bekannter Effekt namens „Einlaufen“. Daher begann die Analyse der Daten bei 5000 Zyklen. Ab diesem Zeitpunkt war die Verschleißentwicklung linear mit einer ausgezeichneten Korrelation ($R^2 > 0,98$; s. Abb. 2), was die Ergebnisse von Heintze et al. [8, 9], Wang et al. [31] und Matias et al. [19] bestätigt.

Beim Vergleich des Verschleißvolumens hatten die intelligenten Kompositen mit den bioaktiven Eigenschaften etwa gleiche Werte wie Te-

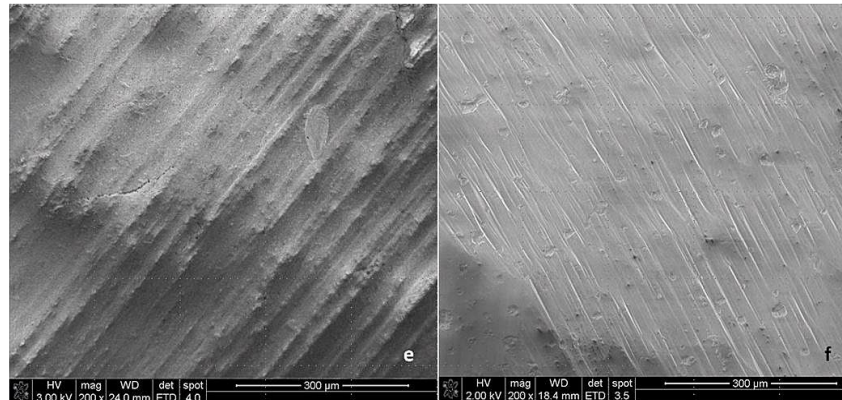


Abbildung 3 Activa Verschleißfacette nach 400.000 Lastzyklen (links) und entsprechender Antagonist (rechts). REM 160x

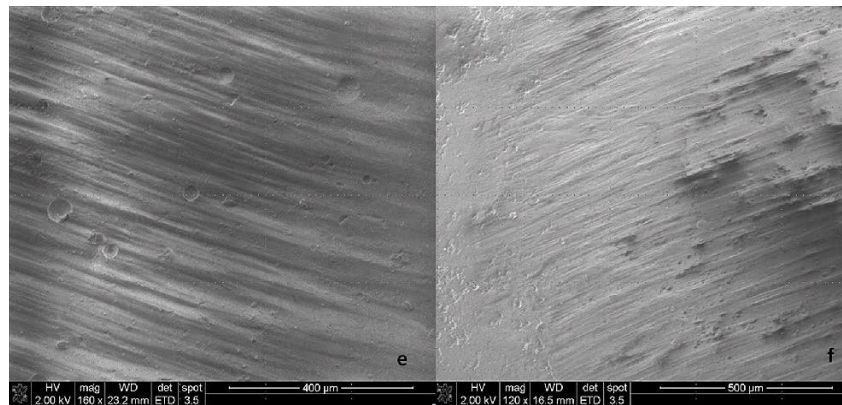


Abbildung 4 Cention N Verschleißfacette nach 400.000 Lastzyklen (links) und entsprechender Antagonist (rechts). Beachte die Luftblasen im Material. REM, 160x (links); 120x (rechts)

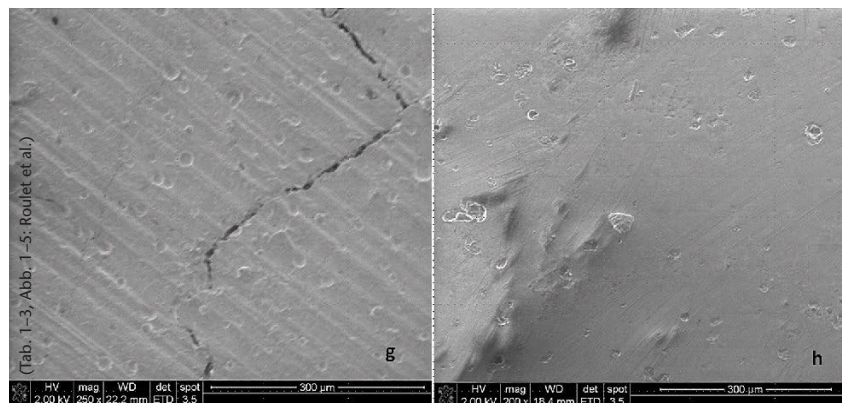


Abbildung 5 Fuji IX Verschleißfacette nach 400.000 Lastzyklen (links) und entsprechender Antagonist (rechts). Beachte die Luftblasen im Material. Risse sind Artefakte aufgrund der Austrocknung des Glasionomerzements für die Probenherstellung. REM, 250x (links); 200x (rechts) (Tab. 1–3, Abb. 1–5: Roulet et al.)

tric N Ceram Bulkfil und X-tra fil, wie in einer früheren Studie getestet [28]. Bei 120.000 Belastungszyklen zeigten Tetric N-Ceram $0,66 \pm 0,27 \text{ mm}^3$ Verschleiß und X-tra fil $0,64 \pm 0,32 \text{ mm}^3$

Verschleiß. Dies ist in der vorliegenden Studie bei ebenfalls 120.000 Lastzyklen gut mit $0,55 \pm 0,06 \text{ mm}^3$ (Activa) und $0,95 \pm 0,16 \text{ mm}^3$ (Cention N) vergleichbar. Die in dieser

Studie vorgestellten Daten liegen in der gleichen Größenordnung wie die von Lendenmann und Wanner [16] für Komposite vorgelegten Verschleißwerte (Volumen). Die geringfügigen Unterschiede können in der Tatsache erklärt werden, dass verschiedene Antagonisten verwendet wurden. In der vorliegenden Arbeit wurden Steatit-Kugeln mit einem Durchmesser von 6 mm verwendet, während die Ivoclar-Vivadent-Methode Empress-Antagonisten in Form eines natürlichen Höckers verwendet. Die Verschleißwerte von Cention N und Activa bei 120.000 Lastzyklen (Tab. 3) decken sich gut mit jenen von Nanohybridkompositen, die unter identischen Bedingungen sich zwischen $0,428 \pm 0,083 \text{ mm}^3$ und $1,578 \pm 0,37 \text{ mm}^3$ positioniert hatten [10]. Die mechanischen Daten (Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul) der getesteten Kompositen liegen bei über 100 MPa und um 5 GPa respektive [6, 11, 12], was den Werten von Hybridkompositen, die heute routinemäßig für Seitenzahnfüllungen eingesetzt werden, entspricht. Zudem liegen die Werte deutlich höher als es die ISO-Norm fordert (Biegefestigkeit > 80 MPa).

In der Anwendung als Seitenzahnfüllungen haben Kompositen in klinischen Langzeitstudien hervorragende Überlebensraten gezeigt. Lempel et al. [17] haben in einer retrospektiven Studie 4 Kompositmaterialien in einem gut kontrollierten Patientengut untersucht. Nach 10 Jahren stellten sie für Filtek Z250 und Herculite XR eine 0,1%ige jährliche Misserfolgsrate fest. Für die Produkte Gradia direkt und Renew lag die jährliche Misserfolgsrate bei 0,8 %. Da Rosa Rodolpho et al. [26] berichten nach 22 Jahren Beobachtungsdauer jährliche Misserfolgsraten von 1,5 % für P-50 APC und 2,2 % für Herculite XR. Pallesen und van Dijken [23] haben in einer prospektiven Studie P10, P30 und Miradapt Seitenzahnfüllungen nach 30 Jahren nachuntersucht und fanden eine jährliche Misserfolgsrate von 1,1 %. Diese Untersuchungen zeigen, dass Kompositmaterialien, welche eine Biegefestigkeit von mindestens 100 MPa aufweisen [12], in der klinischen Anwendung gut funktionieren.

Die sehr hohe Verschleißrate des Glasionomers Fuji IX bestätigt die Einschränkung der Indikation dieses Materials für Seitenzahnfüllungen bei Milchzähnen und nicht lasttragenden Seitenzahnfüllungen von bleibenden Zähnen. Die geringe Verschleißrate der in dieser Studie getesteten Smart-Kompositen macht sie vor dem Hintergrund der Biegefestigkeit von > 100 MPa für lasttragende Seitenzahnfüllungen geeignet. Aufgrund ihrer einfachen Applikationsweise scheinen sie sehr gut geeignet, anstelle von Amalgamfüllungen eingesetzt zu werden. Der etwas höhere Verschleiß von Cention N erklärt sich durch die geringere Größe der Glasfüller, wie im Kratzmuster der REM-Aufnahmen zu sehen ist (Abb. 4). Die Unterschiede in der Harzchemie können ebenfalls verantwortlich sein [24].

Der deutliche Unterschied zwischen dem Glasionomer und den smart Kompositmaterialien zeigt sich auch in den Oberflächen sowohl der Materialien selbst als auch der entsprechenden Antagonisten (Abb. 3–5). Die Kompositmaterialien und deren Antagonisten wiesen deutliche Kratzspuren auf, die damit erklärt werden können, dass unter Last Füllstoffpartikel (Glas) herausgelöst wurden, die dann zeitweise als Abrasivmedium gewirkt haben. Die nur wenig veränderte Oberfläche der Antagonisten, welche den Glasionomerzement verschliffen haben, deutet darauf hin, dass das im Glasionomerzement verwendete Glas deutlich weicher zu sein scheint als die Gläser in den Kompositmaterialien.

Die Pulverflüssigkeitssysteme zeigten in den REM-Bildern Luftblasen, die vermutlich beim Mischen inkorporiert wurden. Es scheint, dass die Handmischung von Cention N größere Hohlräume ergab als die Kapselmischung des Glasionomerzements.

Die REM-Bilder von Fuji IX zeigten alle Risse (Abb. 5), die in die Kategorie Artefakte gehören. Es ist bekannt, dass Glasionomerzement unter Austrocknung starke oberflächliche Rissbildung aufweist.

Schlussfolgerung

Das Verschleißverhalten von Cention N liegt im gleichen Bereich wie der

Verschleiß bei Kompositen mit dem gleichen Kausimulator. Bis zu 400.000 Lastzyklen war die Verschleißrate nahezu linear. Der Verschleiß von Glasionomerzement war 2,3-mal höher als der von Cention N und 3,6-mal höher als der von Activa.

Aus der Sicht des Verschleißverhaltens ist die Positionierung von Cention N als Füllung für Seitenzahnrestorationen ohne Einschränkungen korrekt. Beide getesteten Kompositmaterialien haben Biegefestigkeiten über 100 MPa, was die oben stehende Einschätzung unterstützt. Ein gekapseltes Material kann aufgrund besserer und homogenerer Mischungen und kleinerer Luftblasen ein etwas besseres Verschleißverhalten zeigen und wäre somit wünschenswert.

Allerdings sollte man diese Daten aus einem In-vitro-Versuch mit Vorsicht interpretieren und sollte diese mit In-vivo-Studien validieren.

Danksagung und „Conflict of interest“ Statement: Die Autoren danken Frau Margitta Hintz für das Korrekturlesen des Manuskriptes.

Ivoclar Vivadent hat die Studie finanziert (Vertrag ROULETARG50 vom 15.09.2016). Die Autoren haben keinen Interessenkonflikt. Der Sponsor hat keinen Einfluss in das Studiendesign sowie die Datenerhebung und -analyse genommen. Ebenso sind der Beschluss, die Studie zu veröffentlichen sowie die Verfassung des Manuskriptes unabhängig vom Sponsor erfolgt.

Literatur

1. Bowen RL: Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res* 1956; 35: 360–369
2. Bowen RL: Synthesis of a silica-resin filling material: progress report. *J Dent Res* 1958; 37: 90
3. Bowen RL: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066112. 1962
4. Craig BD: Fillers and composite materials with zirconia and silica nanoparticles. US Pat No. 8722759. 2014
5. Esquivel-Upshaw J, Hsu S, Abdulhameed N, Clark A, Ren F: Volume loss and depth analysis using stylus profiler and

laser scanner. Abstr # 0668, IADR San Francisco 2017

6. Garcia-Godoy F, Morrow B, Pameijer C: Flexural strength and fatigue of new Activa RMGICs. AADR/CADR Abstract 254, Charlotte NC. 3/20/2014

7. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB: Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 443–449

8. Heintze SD: How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006; 22: 712–734

9. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V: A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 2006; 22: 1051–1062

10. Hussein H, Roulet J-F, Abdulhameed NF, Shen C: In vitro wear of ten posterior composites. Abstract # 1324. AADR/CADR, Ft. Lauderdale. 03/23/2018

11. Ilie N: Comparative effect of self- or dual-curing on polymerization kinetics and mechanical properties in a novel, dental-resin-based composite with alkaline filler. *Materials* 2018; 11: 108; doi:10.3390/ma11010108

12. Ilie N, Hickel R: Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Invest* 2009; 13: 427–438

13. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD et al.: Academy of dental materials guidance – resin composites: part I – mechanical properties. *Dent Mater* 2017; 33: 880–894

14. Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ: Quantitative wear and wear damage analysis of composite resin in vitro. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 29: 508–516

15. Lazaridou D, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U: Are resin composites suitable

replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clin Oral Investig* 2015; 19:1485–1492

16. Lendenmann U, Wanner M: Tetric EvoCeram. Scientific documentation. Ivoclar Vivadent R&D, Schaan 2011

17. Lempel E, I Toth A, Fabian T, Krajczar K, Szalma J: Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10 year findings. *Dental Materials* 2015; 31: 115–122

18. Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB: An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 1989; 20: 755–761

19. Matias P, Roulet J-F, Abdulhameed N, Shen C: In vitro wear of 4 different universal composites. *Stomatol Edu J* 2016; 3: 70–77

20. McCabe JF, Yan Z, Al Naimi OT, Mahmoud G, Rolland SL: Smart materials in dentistry. *Aust Dent J* 2011; 56 (Suppl 1): 3–10

21. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M: Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dent Mater* 2007; 23: 1382–1389

22. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V: A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for bis-GMA in restorative composites. *Dent Mater* 2008; 24: 694–699

23. Pallesen U, van Dijken JWV: A randomized controlled 30 years follow up of three conventional resin composites in Class II restorations. *Dental Materials* 2015; 31: 1232–1244

24. Pulpdent. Activa BioActive. A closer look at bioactive materials. Third Edition, Pulpdent, Watertown, USA 2017. <https://www.pulpdent.com/wp-content/uploads/2015/12/ACTIVA-White-Paper-XF-VWP6-REV-06-2017-3.pdf>

25. Remington RD, Schork MA: Statistics with applications to biological and health sciences. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey 1970

26. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS et al.: 22-year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater* 2011; 27: 955–963

27. Roulet J-F: Degradation of dental polymers. Karger, Basel 1987, 228

28. Roulet J-F, Abdulhameed N, Shen C: In vitro wear of three bulk fill composites. Industrial Report Ivoclar Vivadent 2015

29. Slowokowski L, John S, Finkelman M, Perry RD, Harsono M, Kugel G: Fluoride ion release and recharge over time in three restoratives. *J Dent Res* 93 (Spec Iss) Abstr No. 268, 2014

30. Todd JC: Cention N – scientific documentation. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein 2016

31. Wang R, Bao S, Liu F et al.: Wear behavior of light-cured resin composites with bimodal silica nanostructures as fillers. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013; 33: 4759–4766



(Foto: Lars Kroupa/WHITE & WHITE)

PROF. DR. JEAN-FRANÇOIS ROULET
 Director Center for Dental Biomaterials
 University of Florida,
 College of Dentistry
 Department for Restorative
 Dental Sciences, 1395 Center Drive,
 Gainesville FL 32608 USA.
jroulet@dental.ufl.edu