

SIEGWARD D. HEINTZE<sup>1</sup>  
BRIGITTE ZIMMERLI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> F&E, Leiter präklinische Forschung,  
Ivoclar Vivadent AG, Schaan

<sup>2</sup> Klinik für Zahnerhaltung,  
Präventiv- und Kinderzahnmedizin,  
Zahnmedizinische Kliniken,  
Universität Bern

#### Korrespondenzadresse

Dr. Siegward Heintze  
Bendererstrasse 2  
FL-9494 Schaan  
Fürstentum Liechtenstein  
Tel. +42 32 35 35 70  
Fax +42 32 33 12 79  
E-Mail:  
siegward.heintze@ivoclarvivadent.com

Schweiz Monatsschr Zahnmed 121:  
924–930 (2011)

Zur Veröffentlichung angenommen:  
11. Januar 2011

# Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien

Eine Übersicht in 3 Teilen

## Teil 2: Nicht normierte Prüfungen von Kompositmaterialien

Schlüsselwörter: Komposit, physikalische Messung, Polierbarkeit, Verschleiss, Verarbeitungseigenschaften

**Zusammenfassung** Der erste Teil des Übersichtsartikels befasste sich mit den Zulassungsbedingungen und den standardisierten Laborprüfungen nach ISO. Im zweiten Teil werden die nicht normierten Testverfahren für Kompositmaterialien vorgestellt und diskutiert. Es stehen physikalische Prüfungen im Vordergrund sowie Analysen zu Oberflächenglanz und Alterungssimulation des Restaurationsmaterials. Wie bereits im ersten Teil geht es bei der Diskussion der Prüfmethode hauptsächlich darum, inwiefern eine klinische Korrelation zu den Labordaten besteht. Des Weiteren wird auf die unterschiedlichen Prüfprotokolle der Institute eingegangen und besprochen, inwie-

fern diese Abweichungen die Resultate beeinflussen können. Da eine Normierung des Testprotokolls fehlt, können die Resultate der einzelnen Messungen verschiedener Institute nicht direkt miteinander verglichen werden. Einzig die Reihenfolge der Messergebnisse sollte bei einem zuverlässigen Protokoll gleich bleiben. Während das Elastizitätsmodul, die Expansion nach Wasseraufnahme sowie die Polierbarkeit eine klinische Relevanz haben, scheinen die anderen Prüfungen weniger mit der klinischen Situation zu korrelieren. Die Verarbeitungseigenschaften unterliegen individuellen Vorlieben und können als Normwerte nicht genau festgelegt werden.

## Einleitung

Klinische Untersuchungen von Kompositmaterialien sind sehr zeitaufwendig und kostenintensiv. Zudem kann nicht jede kleine Materialmodifikation am Patienten «ausprobiert» werden, bevor die Entwicklung des Restaurationsmaterials fortgeführt werden kann. Validierte Prüfmethode im Labor sind notwendig, um die Materialien innerhalb nützlicher Frist auf ihre mögliche klinische Eignung zu prüfen. Im ersten Teil dieser Übersicht wurden die allgemeinen Anforderungen an

Prüfmethode besprochen und die standardisierten Tests nach ISO-Normen vorgestellt. Diese Prüfungen decken nicht die gesamte Dokumentation ab, die sich in Materialbeschreibungen findet. Deshalb wird im Folgenden auf die nicht standardisierten Prüfmethode eingegangen. Es werden dabei die gängigsten Testmethoden vorgestellt und mit den vorhandenen klinischen Daten verglichen. Bei den in der Literatur beschriebenen Prüfmethode wird deutlich, dass sie versuchen, die klinische Situation zu imitieren. Ob dies immer gelingt, soll der nachfolgende Beitrag aufzeigen.

## Material und Methoden

Nach Durchsicht der gängigen Prüfmethode und deren Protokolle erfolgte bis Februar 2010 eine Literatursuche in der Datenbank PubMed mit folgenden Stichwörtern: «composite restoration» AND «modulus of elasticity», «microhardness», «volumetric shrinkage», «expansion», «optical properties», «polishability», «wear», «handling».

## Physikalische Prüfungen

Neben den Prüfungen der ISO-Norm 4049 (ISO 2009), die im ersten Teil des Übersichtsartikels besprochen wurden, gibt es zahlreiche andere physikalische Prüfungen, um ein Komposit zu charakterisieren. Die Dentalhersteller prüfen routinemässig unter anderem den Elastizitätsmodul, die Mikrohärtigkeit nach Vickers, die Schrumpfung sowie die optischen Eigenschaften des Materials.

### Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist neben der Biegefestigkeit ein Mass für die mechanische Stabilität eines Komposits. Bei der Prüfung wird ein stäbchenförmiger Prüfkörper mit einer 3-Punkte-Halterung getestet. Mit einer Prüfmaschine wird mit einer Vorschubkraft von 0,5 mm/min der Testkörper bis zum Bruch belastet. Anhand des erstellten Spannungs-Dehnungs-Diagramms kann der Elastizitätsmodul an der Geraden des Diagramms ermittelt werden. Es konnte gezeigt werden, dass der Elastizitätsmodul sehr stark von der Lagerung abhängt. Eine verlängerte Wasserlagerung oder die Lagerung in Alkohol erniedrigt den Elastizitätsmodul (ILIE & HICKEL 2009). Komposite mit niedrigem Elastizitätsmodul sollen mehr Randfrakturen zeigen, wobei dies klinisch bisher nicht eindeutig belegt ist (RASMUSSEN & LUNDIN 1995).

### Mikrohärte

Die Mikrohärtigkeit des Restaurationsmaterials kann mittels Vickers- oder Knoop-Härte bestimmt werden. Beide Prüfungen sind sich ähnlich und unterscheiden sich vor allem in der Form des Prüfstempels. Die Prüfung der Vickers-Härte wurde bereits im ersten Teil des Übersichtsartikels vorgestellt. Die Mikrohärtigkeit ist vor allem von den Füllerpartikeln (Grösse, Volumen- und Gewichtsanteile) sowie der chemischen Zusammensetzung abhängig (SCOUGALL-VILCHIS ET AL. 2009). Des Weiteren wird die Härte durch die Polymerisation beeinflusst: je höher der Konversionsgrad, desto höher die Mikrohärtigkeit (ASMUSSEN 1982, CHEN ET AL. 2005). Es besteht eine Korrelation der Mikrohärtigkeit zu Elastizitätsmodul und Viskosität (LI ET AL. 2009). Studien belegen: Je höher die Härte, umso höher ist die Verschleissbeständigkeit des Materials (MANDIKOS ET AL. 2001).

### Schrumpfung

Es gibt im Prinzip drei zum Teil aufwendige Methoden, um Schrumpfung und Schrumpfkraft zu bestimmen. Hierzu werden unter anderem die Bonded-disc-Methode, die Prüfung nach Archimedes sowie die fotoelastische Methode angewendet.

#### *Bonded-disc-Methode*

Diese Methode wurde von Watts und Cash entwickelt (WATTS & CASH 1991, WATTS & MAROUF 2000). Das Restaurationsmaterial wird in eine Form von bekannter Höhe und Volumen gegeben und mit einer dünnen und flexiblen Glasplatte bedeckt. Auf der Platte kommt ein Detektor zu liegen, der Lageveränderungen aufnehmen kann. Das Material wird durch die Glasplatte

gehärtet, und über den gewünschten Beobachtungszeitraum werden die Lageveränderungen aufgezeichnet. Anhand mathematischer Berechnungen kann die Schrumpfkraft bestimmt werden.

#### *Prüfung nach Archimedes*

Bei dieser Methode müssen die Materialdichten vor und nach der Polymerisation festgehalten werden. Kritisch ist dabei, dass die Temperatur genau gemessen werden muss, damit das Archimedische Prinzip des Auftriebs zur Anwendung kommen kann. Anhand der Daten kann die volumetrische Schrumpfung gemäss folgender Formel bestimmt werden:

$$PS = [(\rho_c - \rho_u) / \rho_c] \times 100$$

(PS: Polymerisationsschrumpfung in Volumenprozent,  $\rho_c$ : Dichte ungehärtetes Material,  $\rho_u$ : Dichte gehärtetes Material).

Die Volumenschrumpfung ist dabei abhängig von der Temperatur des Materials (LOHBAUER ET AL. 2009).

Die Prüfung der Volumenschrumpfung nach Archimedes ist in der DIN 13907 (2007) beschrieben.

#### *Fotoelastische Methode*

Für die Prüfung werden spezielle fotoelastische Modelle aus Epoxidharz benötigt. Diese stammen aus Replikas einer Standardpräparation und haben ein konstantes Volumen. Im Randbereich der Restauration werden Messpunkte definiert, bei welchen die Verformung des Prüfkörpers nach Polymerisation des Materials unter dem Transmissions-Polarisiermikroskop ausgemessen wird. In die Messung müssen unter anderem die Materialkonstante des fotoelastischen Formmaterials und die Verformungsmessungen einbezogen werden. Eindrücklich bei dieser Methode ist, dass die Stressverteilung über den gesamten Kavitätenrand visuell dargestellt werden kann und deshalb auch die Kavitätenkonfiguration bezüglich Stressverteilung analysiert werden kann.

Daneben gibt es weitere Prüfungen, bei denen zum Beispiel an extrahierten Zähnen festgestellt wird, wie sich die Höcker bei der Polymerisation des Materials deformieren. Andere Prüfmethoden verwenden Messmethoden mit Dilatometern oder Tensilometern.

Ogleich die Schrumpfung als grösster Nachteil der Dentalkomposite angesehen wird und alle Dentalhersteller an der Entwicklung schrumpfungsarmer Komposite arbeiten, konnte bisher klinisch nicht der Beweis erbracht werden, dass ein Komposit mit ca. 1,5% Volumenschrumpfung bessere klinische Ergebnisse erbringt als ein Komposit mit ca. 2,5% Schrumpfung (MANHART ET AL. 2004). Dasselbe gilt für den klinischen Vergleich eines Komposits mit 3,1% Volumenschrumpfung gegenüber einem Material mit 1,7% Schrumpfung (VAN DIJKEN & LINDBERG 2009). Die Schrumpfung heutiger Komposite liegt im Bereich von 1,5 bis 3 Volumenprozent und hat offenbar nicht jenen entscheidenden Einfluss auf Randverfärbung und Sekundärkaries, wie man angenommen hat und Laborstudien zum Randverhalten suggeriert haben. In einer klinischen Studie, bei der mittelgrosse Klasse-II-Kavitäten mit nur einer Schicht Komposit gefüllt wurden und die Schrumpfung vollständig auf die Ränder wirken konnte, hatten die Restaurationen nach drei Jahren nicht häufiger Randverfärbung oder Sekundärkaries als Füllungen, bei denen das Komposit schichtweise appliziert wurde (SARRETT ET AL. 2006). Eine systematische Analyse der vorhandenen klinischen Studien zu Seitenzahnrestaurationen aus Komposit kam zu dem Schluss, dass die Frequenz von Sekundärkaries und Randverfärbungen nicht von der Art des Komposits abhing (BRUNTHALER ET AL. 2003).

### Expansion nach Wasseraufnahme

Die Expansion wird bestimmt, indem die lineare Veränderung runder Prüfkörper ( $\varnothing$  20 mm, Dicke 1 mm) nach Wasserlagerung mittels digitaler Messlehre an vier Punkten gemessen wird. Kompositmaterialien nehmen trotz ihres wasserabweisenden (hydrophoben) Charakters über die Zeit Wasser auf, was einerseits zu einer Degradation der Füller-Matrix-Verbindungen mit erhöhtem Verschleiss, andererseits zu einer Volumenzunahme bzw. Expansion führt. Die Expansion kompensiert und übersteigt normalerweise sogar die Schrumpfung, die ausnahmslos alle Composite erfahren. Während die Schrumpfung nach 24 Stunden abgeschlossen ist, fängt die Expansion erst danach an. Die meisten Composite erreichen nach ein- bis dreimonatiger Wasserlagerung ein Plateau. Danach findet meist keine Expansion mehr statt. Eine Laborstudie hat gezeigt, dass die Höckerbewegungen dreiflächiger Füllungen, die durch die Schrumpfung des Komposits verursacht wurden, nach einem Monat durch die Expansion des Komposits kompensiert worden sind (VERSLUIS ET AL. 2011). Ist die Expansion zu stark, kann diese zu Rissen in der Zahnhartsubstanz und zu Zahnfrakturen oder auch Pulpitiden führen (VAN DIJKEN 2002). Hier stellen besonders Sekundärversorgungen an Molaren, bei denen grosse Kompositmengen zur Restauration des Zahnes appliziert werden, ein Risiko dar. Die meisten Composite haben eine lineare Expansion unter 0,5%. Kompomere und auch Composite, die kontinuierlich Ionen abgeben, zeigen eine höhere Expansion (WATTS ET AL. 2000, YAP ET AL. 2003). Als kritischer Wert kann eine lineare Expansion von mehr als 0,8% angesehen werden.

### Optische Eigenschaften

Neben der Übereinstimmung der Farben des Materials mit jenen, die in der Natur vorkommen, sind andere Faktoren wie Opazität und Transparenz für die Ästhetik wichtig. Die Transparenz eines Materials beschreibt seine Eigenschaft, Licht durchzulassen. Wird nur teilweise Licht durchgelassen, so spricht man auch von Transluzenz. Die Transparenz ist eine wichtige Kenngrösse, um beurteilen zu können, wie sich das Material in die bestehende Zahnhartsubstanz integriert. Sie wird bestimmt, indem Licht auf polymerisierte Prüfkörper gestrahlt und jener Anteil, der hindurchgeht, gemessen wird. Der prozentuale Anteil an Transparenz von Komposit-Materialien liegt im Vergleich zu Wasser etwa im Bereich 10%–14%. Opake Composite haben einen geringeren prozentualen Anteil (YU & LEE 2008a).

Zusätzlich kann die Fluoreszenz ermittelt werden. Mittels Reflexions-Spektrophotometer werden Prüfkörper vor einem weissen und einem schwarzen Hintergrund zur Bestimmung der Standard-Farbparameter L, a, b analysiert (CIE 1986). Die Messungen erfolgen mit und ohne UV-Licht. Die Fluoreszenz wird unter Berücksichtigung der Differenz der einzelnen Farbparameter je nach Beleuchtung bestimmt. Alterungsprozesse können die Fluoreszenz negativ beeinflussen (LEE ET AL. 2006). Oftmals fehlen bei den optischen Angaben eines Komposits die Informationen bezüglich Fluoreszenz. Der natürliche Zahn weist eine Fluoreszenz im UV-Licht auf, was den Zahn heller erstrahlen lässt (MATSUMOTO ET AL. 1999). Diesen Effekt kennt man von Diskothekenbesuchen. Man erkennt, welche Personen Restaurationen im Frontzahnbereich besitzen, da diese Zähne oftmals «schwärzlich» aussehen. Die Fluoreszenz kann aber ihrerseits einen Einfluss auf die Transluzenz oder den maskierenden Effekt der Restauration nehmen (LEE ET AL. 2005).

Interessant für die klinische Anwendung ist eine Untersuchung, die das stopfbare Standardkomposit mit dem entsprechenden Flowable von vier verschiedenen Herstellern bezüglich optischer Eigenschaften untersucht hat. Je nach Produkt

wurden deutliche Unterschiede bezüglich Helligkeit, Transluzenz, Farbsättigung und Fluoreszenz festgestellt (YU & LEE 2008b). Wenn bei Frontzahnrestorationen kleine Defekte mit einem Flowable korrigiert werden, sollte man zuvor prüfen, ob die optischen Eigenschaften von hochviskösem und fließfähigem Komposit desselben Herstellers aufeinander abgestimmt sind.

### Polierbarkeit

Die Polierbarkeit eines Kompositmaterials ist für den Zahnarzt gut evaluierbar (BARUCCI-PFISTER & GÖHRING 2009). Mehrere Studien zeigten, dass raue Kompositoberflächen eine höhere Akkumulationsrate von Biofilm aufwiesen (DE FUCIO ET AL. 2009, IKEDA ET AL. 2007) als glatte. Das kariesrelevante Bakterium *Streptococcus mutans* scheint mit der Oberfläche von Kompositen zu interagieren und die Rauheit weiter zu erhöhen (BEYTH ET AL. 2008). Eine klinische Studie hat gezeigt, dass der Anteil an *Streptococcus mutans* in der interdentalen Plaque bei Kompositrestaurationen signifikant höher ist als bei nicht restaurierten Zähnen (HEINTZE & TWETMAN 2002), was zum Teil die Bildung von Sekundärkaries an der gingivalen Stufe von approximalen Füllungen erklärt.

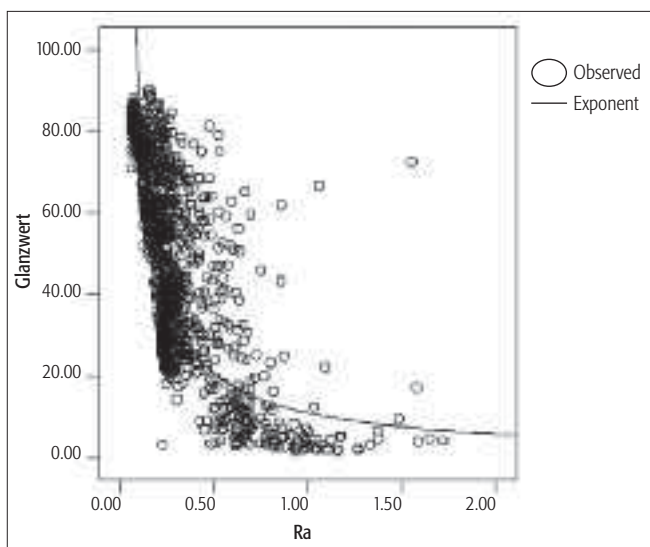
Raue Oberflächen korrelieren zudem mit einer höheren Sulkusfluidrate (VAN DIJKEN & SJOSTROM 1998) und tendieren zu einer schnelleren Ein- und Anlagerung von Farbpigmenten (LU ET AL. 2005). Andererseits kann eine raue Oberfläche auch den Komfort des Patienten beeinträchtigen, da mit der Zunge und der oralen Schleimhaut schon kleine Rauigkeiten wahrgenommen werden können (JONES ET AL. 2004).

Die Polierbarkeit lässt sich gut und reproduzierbar im Labor an standardisierten Prüfkörpern bestimmen (HEINTZE ET AL. 2006c). Hierzu wird das Komposit unter Druck in plane Metallformen gepresst und polymerisiert. Um eine Ausarbeitung mit Schleifkörpern zu simulieren, hat es sich als zweckmässig erwiesen, die Prüfkörper mit Poliermaschinen (320 Grit Siliziumkarbid-Schleifpapier) zu bearbeiten, um die Oberfläche gleichmässig und reproduzierbar aufzurauen.

Die Qualität der Politur wird mittels Messung der Oberflächenrauheit und des Oberflächenglanzes bestimmt. Für die Oberflächenrauheit werden mechanische und optische Sensoren eingesetzt. Gewöhnlich wird der Mittenrauheitswert Ra aufgenommen, der den Mittelwert der Profile bzw. der Flächenscans darstellt (DIN 2008). Für die Glanzmessung stehen einfache Messgeräte zur Verfügung, bei denen ein Lichtstrahl in einem definierten Winkel (z. B. 60°) auf die plane Oberfläche auftrifft und der Anteil an reflektiertem Licht gemessen und mit einem Standard (meist verspiegeltes schwarzes Glas) verglichen wird.

Der Vergleich verschiedener Materialien zeigte, dass sich bei Rauheitswerten zwischen 0,3 und 1  $\mu$ m der Glanz kaum verändert, während im Bereich von 0,3 bis 0,1  $\mu$ m der Oberflächenglanz exponentiell zunimmt (Abb. 1). Bei einem Ra-Wert von etwa 0,1  $\mu$ m wird Hochglanz erreicht. Dies belegt, dass Rauheitsmessungen geeignet sind, zwischen rauen Oberflächen zu diskriminieren, während die Messung des Glanzes in der Lage ist, zwischen Oberflächen zu unterscheiden, die bereits glatt poliert sind. Ein Ra-Wert von 0,2  $\mu$ m gilt als Schwellenwert für eine erhöhte Akkumulation des oralen Biofilms (QUIRYNEN ET AL. 1996). Jedoch wurde dieser Wert in vivo bei Oberflächen von Titanimplantaten bestimmt, und es ist nicht gesichert, ob er auch für die Oberfläche von Komposit gilt.

Bei der Prüfung des Komposits mit Gummipolierscheiben ist die Anpresskraft ein relevanter Einflussfaktor. Die meisten Hersteller von Polierinstrumenten empfehlen eine Anpresskraft von ca. 200 g (2 N). Diese Kraft kann überprüft werden, indem das



**Abb. 1** Korrelation zwischen Oberflächenglanz (Glanzwert) und Oberflächenrauheit Ra ( $\mu\text{m}$ )

Winkelstück auf eine Briefwaage gedrückt wird. Dabei wird festgestellt, dass die Anpresskraft in der klinischen Situation in der Regel höher ist. Die Politur von Feinpartikelhybrid-Kompositen wie z. B. Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) führte bei einer Verdoppelung der Anpresskraft (400 g, 4 N) zu einer deutlichen Verschlechterung des Polierergebnisses. Beim mikrogefüllten Komposit Heliomolar (Ivoclar Vivadent) hatte der Anpressdruck keinen Einfluss auf das Polierergebnis (HEINTZE ET AL. 2006C).

Ein wichtiger Faktor ist die Zeit, die zum Polieren aufgebracht werden muss. Hier gibt es deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen Kompositmaterialien (Abb. 2a, b). Bei Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent) wird bereits nach je 10 s Politur mit Astropol F und Astropol P ein Glanz erreicht, der beim Material Venus (Heraeus Kulzer) erst nach 15 s weiterer Politur mit Astropol HP erreicht wird (Abb. 2a, b).

### Alterungssimulation des Komposits

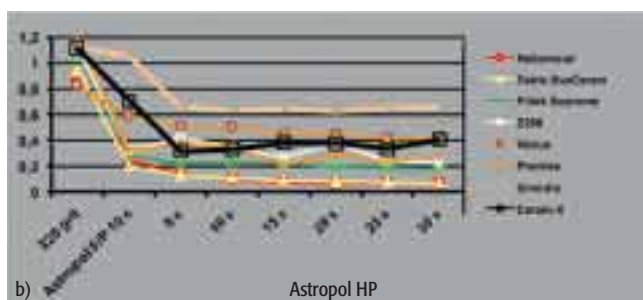
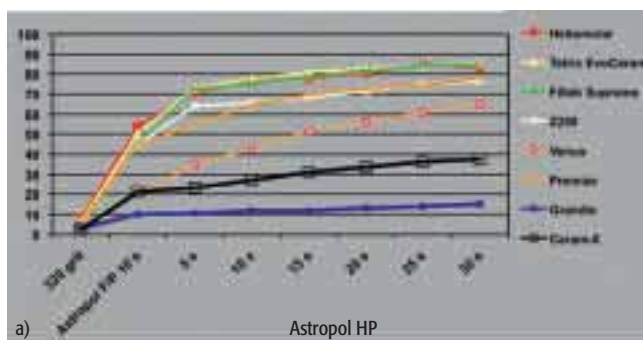
#### Oberflächenbeschaffenheit – Rauheit, Glanz, Verfärbung

Die polierte Oberfläche kann aufgrund chemisch-mechanischer Degradation rauer werden und ihren Glanz verlieren. Zusätzlich können exogene Farbpigmente ein- oder angelagert werden.

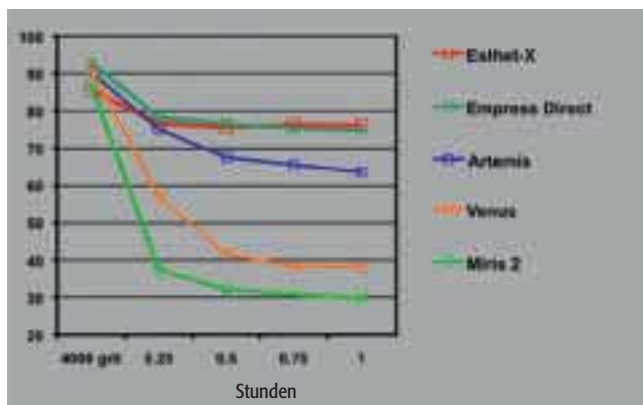
Glanzstabilität bzw. Glanzverlust ist hauptsächlich im ästhetisch wichtigen Frontzahnbereich von Bedeutung, insbesondere bei grossflächigen Restaurationen wie Eckenaufbauten oder direkten Veneers aus Kompositen (DUNN 1998). In einigen Ländern, speziell in den skandinavischen Ländern, sind mittlerweile bei Schulkindern und Jugendlichen mehr Zähne durch Traumata geschädigt als durch Karies (GLENDOR 2008). Diese Zähne werden fast immer mit Komposit restauriert, sodass ästhetische Parameter wie die Glanzstabilität wichtig sind.

Im Labor simuliert man den Prozess des Alterns, indem Prüfkörper in Alkohol, bei höherer Temperatur (z. B. 60 °C) oder in verschiedenen färbenden Lösungen wie z. B. Rotwein, Kaffee oder Safranin gelagert werden. Beurteilungskriterien sind der Grad der Degradation sowie die Retention von Farbpigmenten. Die klinische Relevanz dieser Prüfungen ist jedoch unklar, da es keine systematischen Untersuchungen gibt.

Als weiterer Alterungsprozess wird die Zahnbürstensimulation angewendet. Dabei kann der Glanzverlust bzw. die Zunahme der Oberflächenrauheit nach dem Bürsten bewertet werden. Bei der Prüfung werden optimal polierte Prüfkörper,



**Abb. 2a, b** Oberflächenglanz (a) und mittlere Oberflächenrauheit Ra ( $\mu\text{m}$ ) verschiedener Komposite nach Politur mit dem dreistufigen Poliersystem Astropol (F/P/HP) in Abhängigkeit der Polierzeit (Anpresskraft 2 N)  
a) Referenz: schwarzes verspiegeltes Glas = 95,5



**Abb. 3** Oberflächenglanz verschiedener Komposite nach Zahnbürstensimulation in Abhängigkeit der Bürstzeit (0–1 Stunde, Anpresskraft 2,5 N, Zahnpasta Colgate Total: mittlere Korngrösse 10,8  $\mu\text{m}$ , RDA 80)  
Referenz: schwarzes verspiegeltes Glas = 95,5

die in einer Zahnpastenlösung der Zahnbürstbewegung ausgesetzt werden (HEINTZE & FORJANIC 2005). In bestimmten zeitlichen Abständen wird die Veränderung der Oberfläche bezüglich Glanz und/oder Rauheit gemessen (Abb. 3). Werden die Kompositprüfkörper bei der Zahnbürstensimulation nur Wasser ausgesetzt, so findet praktisch kein Glanzverlust statt. Die Verwendung von Zahnpasten mit einer höheren Abrasivität (RDA > 100) und grosser Partikelgrösse (> 10  $\mu\text{m}$ ) führt zu einem schnelleren Glanzverlust als die Verwendung von Zahnpasten mit einer geringen Abrasivität und einer geringen Partikelgrösse (MCCABE ET AL. 2002).

Während Feinpartikelhybrid-Komposite schnell den Glanz verlieren, scheinen mikrogefüllte Komposite weniger anfällig auf diese Alterungssimulation zu sein (Abb. 3) (HEINTZE & FORJANIC 2005).

Die Bürst-Anpresskraft liegt *in vivo* im Durchschnitt bei 3,3 N (VAN DER WEIJDEN ET AL. 1998). Die Bürstdauer von einer Stunde

in vitro entspricht einem Zeitraum von etwa 21 Monaten in vivo, wenn man für das gesamte vollbezahnte Gebiss eine mittlere Bürstdauer von 80 Sekunden zugrundelegt (SAXER ET AL. 1998) und man weiter annimmt, dass die bukkalen und oralen Zahnflächen gleichmässig gebürstet werden und dabei die Zahnbürste zwei Zahnflächen gleichzeitig erreicht und dies zweimal pro Tag geschieht.

Vergleicht man die Daten zum Glanzverlust nach Zahnbürstensimulation mit klinischen Daten zum Glanzverlust, so kann man eine gewisse Korrelation feststellen (HEINTZE ET AL. 2010, PALANAPPIAN ET AL. 2009).

### Verschleiss

Verschleiss ist die Summe jeglichen Abtrags von Material im Mund, sei es von natürlicher Zahnhartsubstanz als auch von Restaurationsmaterialien. Man kann verschiedene Arten von Verschleissmechanismen unterscheiden, die sich im Mund überlagern, da sie mehr oder weniger gleichzeitig auftreten (KUNZELMANN 1998). Wenn zwei Zähne beim Zubeissen oder Schlucken aufeinander treffen, also z. B. ein Schmelzantagonist auf eine Komposit-Füllung, so spricht man von Zweikörperverschleiss oder Attrition. Wenn sich zwischen den Zähnen Nahrungsstoffe befinden, oder wenn die Zahnbürste mit Zahnpaste über die Zähne gleitet, so spricht man von Dreikörperverschleiss oder Abrasion. Dies ist auch der Fall, wenn sich, wie z. B. bei Kompositen, während des Zusammenbeissens Teile herauslösen und als «Abrasive» wirken. Wenn sich nicht nur Teile im Mikrobereich ablösen, sondern grössere Teile aufgrund von Ermüdung abplatzen, so ist dies ebenfalls eine Form von Verschleiss. Neben diesen mechanischen Mechanismen gibt es die sogenannte Erosion oder Korrosion, die durch Säuren aus der Nahrung (z. B. saure Früchte, Soft Drinks, saure Drops) verursacht wird oder durch Magensäure bei Patienten mit Reflux oder Bulimie (LUSSI & JAEGGI 2008). Während Säuren Zahnschmelz und Dentin stark angreifen, haben sie im Allgemeinen nur einen geringen Effekt auf Restaurationsmaterialien.

Wichtig bei Verschleiss ist die Reibung, welche bei einer rauen Oberfläche mehr zum Tragen kommt als bei einer glatten.

Die heutigen Komposite sind in der Regel verschleissresistent (SARRETT 2005). Verschleiss findet sich heutzutage hauptsächlich in den okklusalen Kontaktzonen, aber kaum noch in den kontaktfreien Füllungsarealen. Erst nach längerer Tragedauer (>4 Jahre) reduzieren sich – patientenspezifisch – die anatomischen Konturen. Bei intrakoronaren Füllungen ist der Verschleiss durch die die Füllung umgebende Zahnhartsubstanz in der Regel selbstlimitierend. Intrakoronar gelegte Komposite zeigen okklusal nach zwei Jahren je nach Material einen Verschleiss, der im Mittel zwischen 60 und 200 µm liegt (CRA 1996), wobei der Verschleiss in den ersten zwölf Monaten am höchsten ist. Werden Komposite jedoch als Kronen oder Prothesenzahnmaterial eingesetzt, so ist der Verschleiss bedeutend höher und kann schon nach einem Jahr im Mittel 100–200 µm betragen (CRA 2001, SCHMID-SCHWAP ET AL. 2009).

Messtechnisch quantifizierte Materialverluste von 100 bis 200 µm sind klinisch selbst von erfahrenen Untersuchern kaum feststellbar, geschweige denn von den Patienten (Abb. 4a, b) (PALLESEN & QVIST 2003). In einer vergleichenden Untersuchung von drei verschiedenen Kompositmaterialien (Tetric, Z100, Charisma) konnte nach sechs Jahren klinisch und subjektiv anhand von Gipsreplikaten kein Unterschied bezüglich des Verschleisses festgestellt werden (BUSATO ET AL. 2001), obgleich bei einer Laborprüfung Tetric und Z100 signifikant mehr Verschleiss als Charisma aufwiesen (ZANTNER ET AL. 2004).

Verschleiss kann von ästhetischer Bedeutung sein, hat aber keine Folgen für biologische Strukturen wie Kiefergelenk oder Zahnhalteapparat (BERNHARDT ET AL. 2004, CARLSSON ET AL. 2002, GENCO 1996, GESCH ET AL. 2004, JOHN ET AL. 2002, SELIGMAN ET AL. 1988). Auch das Risiko von Elongationen oder Zahnkippen ist gering, wie Studien an Patienten mit Schalltlücken bewiesen haben (GRAGG ET AL. 2001, SHUGARS ET AL. 2000). Die Frage, ob Verschleissmessungen relevant sind, ist folglich berechtigt, da die Messtechnik sehr aufwendig ist und über Modelle (Replikat) erfolgen muss (MAIR ET AL. 1996).

Das zurzeit am besten entwickelte Gerät zur Verschleissmessung beruht auf der Lasertechnologie und wird auch im CAD/CAM-Bereich eingesetzt (MEHL ET AL. 1997). Dreidimensionale Bilder der Ausgangs- und Folgemodelle werden überlagert, und die Software ermittelt die Differenzen (Abb. 4a, b). Die Methode steht und fällt mit der Qualität der Abformung und ist daher sehr techniksensitiv.

Weiterhin sind die Auswahl der Probanden und deren Anzahl wichtig. Werden überwiegend Probanden mit hoher Kaukraft untersucht, so wird man einen hohen Verschleiss messen. Dabei haben Männer im Allgemeinen eine höhere Kaukraft als Frauen, und jüngere Probanden haben eine höhere Kaukraft als ältere (SHINOGAYA ET AL. 2001, YEH ET AL. 2000). Die Kaukraft, unterschiedliche Ernährungsgewohnheiten sowie Bruxismus sind vermutlich die wichtigsten Ursachen für die grossen Unterschiede der Verschleissmessung. Die Schwankungen können 50% und mehr des Mittelwertes betragen (SÖDERHOLM ET AL. 2001, WILLEMS ET AL. 1993, PALANIAPPAN ET AL. 2010).

Zur Verschleissimulation werden meistens Kausimulatoren eingesetzt, bei denen mit einer bestimmten Last oder Kraft Antagonisten aus Schmelz oder einem synthetischen Material

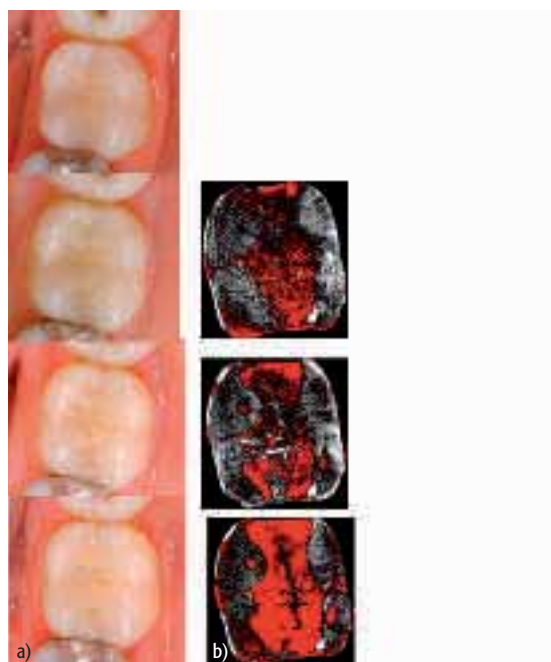


Abb. 4a, b Eine Klasse-II-Komposit-Restauration aus Tetric EvoCeram zu verschiedenen Recall-Intervallen (a) klinische Bilder (von oben nach unten): Baseline, nach 1 Jahr, nach 2 Jahren, nach 5 Jahren; (b) Bilder, die die negativen Differenzen als Resultat der überlagerten Scan-Bilder des Laserscanners zeigen (von oben nach unten): nach 1 Jahr, nach 2 Jahren, nach 5 Jahren. Die negativen Differenzen sind rot dargestellt; je roter desto mehr Verschleiss. Der Volumenverlust nach 5 Jahren beträgt 1,9 mm<sup>3</sup>, der höchste vertikale Verlust 310 µm. Obgleich Verschleiss deutlich messbar ist, ist dieser klinisch fast nicht festzustellen.

(z. B. Keramik) auf die zu prüfenden Materialien einwirken. Es gibt Methoden, bei denen ein künstliches (z. B. PMMA) oder natürliches (z. B. Hirse, Mohn) Abrasivmedium zum Einsatz kommt, um den Einfluss der Nahrung zu simulieren (ISO 2001). Bei anderen Methoden wird nur Wasser eingesetzt. Wichtig ist, dass das Material während der Simulation Scherkräften ausgesetzt wird, um zu prüfen, wie es auf Ermüdung reagiert. Dies wird je nach Gerät mit Schritt- bzw. Servomotoren realisiert (Willytec-Kausimulator, SD Mechatronik [KUNZELMANN 1998]) oder mit elektrischen Magnetspulen und einer passiven Abgleitbewegung mittels Gummipuffer (Kausimulator CoCoM, Universität Zürich [KREJCI ET AL. 1990]). Bei der ACTA-Maschine findet die Prüfung in Hirsebrei statt (DE GEE & PALLAV 1994), bei einer anderen Maschine (OHSU) wird ein Mohnkorn/PMMA-Gemisch eingesetzt. Die Messresultate streuen je nach Simulationmethode sehr stark und liefern bei Prüfung derselben Materialien zum Teil nicht dieselbe Rangfolge der Prüfmateriale, was die Zulässigkeit der Methodik in Frage stellt (HEINTZE ET AL. 2005, HEINTZE 2006).

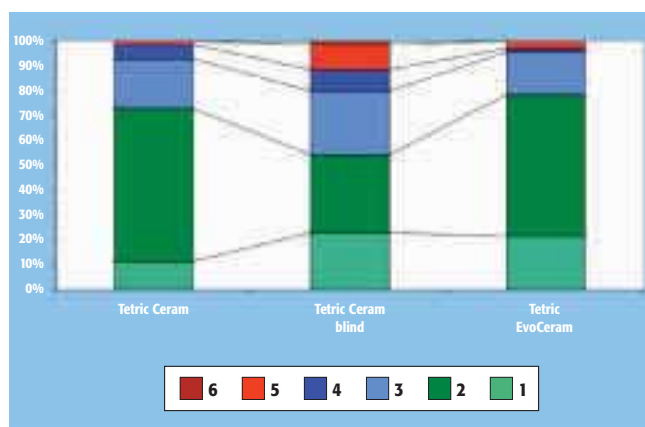
Bei einer weiteren Verschleissmethode werden standardisierte Antagonisten aus IPS Empress verwendet, die eine ähnliche Form und Krümmung wie die palatinalen Höcker oberer erster Molaren haben. Bei einer Last von 5 kg gleiten die Antagonisten 120 000 mal 0,7 mm über die planen Kompositprüfkörper. Als Kausimulator wird der Simulator Willytec (s. o.) verwendet. Der vertikale Materialabtrag der Verschleissfacette wird mittels Lasertechnologie auf Gipsreplikaten gemessen. Die so gewonnenen Ergebnisse sind mit jenen eines optischen Sensors, der direkt auf der Probe misst bzw. mit der mechanischen Abtastung (Profilometrie) vergleichbar (HEINTZE ET AL. 2006a). Der Verschleiss, den Empressantagonisten auf Komposit generieren, ist mit jenem von Schmelzantagonisten vergleichbar (HEINTZE ET AL. 2006b). Es konnte gezeigt werden, dass je kleiner die Füllstoffe, je mehr Füllstoffe pro Volumen, je höher die Oberflächenhärte und je höher die Bruchzähigkeit sind, desto geringer ist der Verschleiss (HEINTZE ET AL. 2007).

Die Korrelation der Verschleissimulation mit der Situation *in vivo* ist schwierig. Für eine Methode wird angegeben, dass 1,2 Millionen Zyklen im Kausimulator einer klinischen Verweildauer von fünf Jahren entspräche (KREJCI & LUTZ 1990), für eine andere sollen 100 000 Zyklen etwa 3,6 Monate *in vivo* entsprechen (BARKMEIER ET AL. 2004). Diese Korrelationen basieren nicht auf umfassenden longitudinalen Studien, und die Messwerte wurden linear extrapoliert, obschon der Verschleisszuwachs nachweislich nicht linear verläuft (SÖDERHOLM ET AL. 2001).

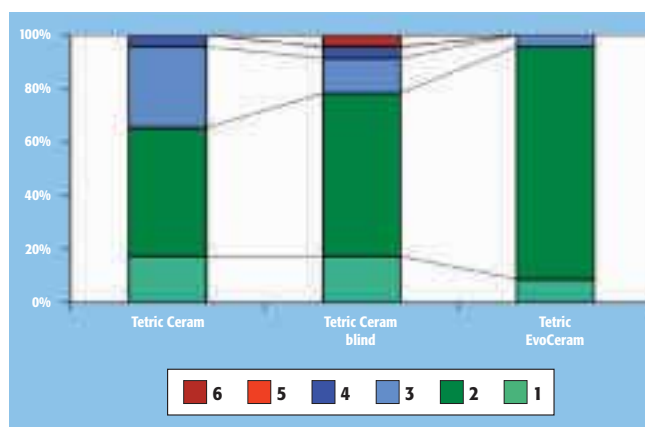
### Verarbeitungseigenschaften

Die Verarbeitungseigenschaften von Kompositmaterialien sind kaum wissenschaftlich untersucht, und diese Prüfung unterliegt einer hohen Subjektivität und Vorliebe einzelner Behandler.

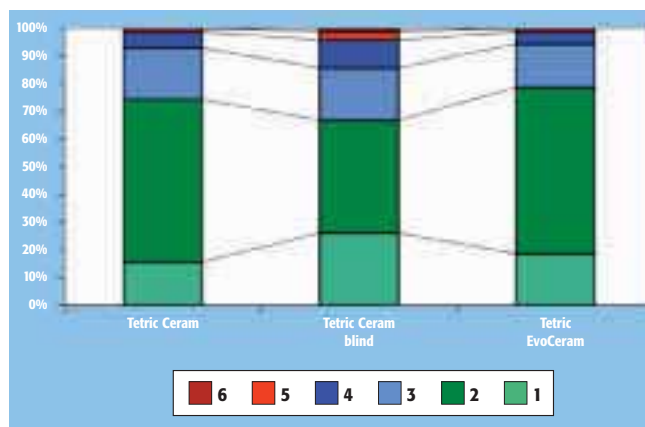
Dentalfirmen führen in der Regel vor der Einführung eines neuen Produktes bei potenziellen Anwendern «Markttests» durch. Während der Entwicklung eines neuen Kompositmaterials (Tetric EvoCeram) wurden «Handling»-Tests mit insgesamt 70 Zahnärztinnen und Zahnärzten durchgeführt. Die Teilnehmer testeten neben zwei Varianten des neuen Komposits auch ein älteres, etabliertes Produkt (Tetric Ceram) – einmal mit Originaletikettierung und einmal in einer neutralen Verpackung. Bewertet wurden Modellierbarkeit, Standfestigkeit, Stopfbarkeit, Klebrigkeit am Instrument, Konsistenz, Bearbeitbarkeit und Polierbarkeit, wobei zur Bewertung das deutsche Schulnotensystem herangezogen wurde: 1 (sehr gut) bis 6 (sehr schlecht) (Abb. 5a–c). Oftmals wurde ein und dasselbe Material



5a) Modellierbarkeit



5b) Polierbarkeit



5c) Stopfbarkeit

**Abb. 5a–c** Ergebnisse eines «Handling»-Tests mit 70 Zahnärztinnen und Zahnärzten. Prozentuale Verteilung der 6 Bewertungskriterien: 1 = sehr gut, 2 = gut, 3 = befriedigend, 4 = ausreichend, 5 = ungenügend, 6 = schlecht

von einem Zahnarzt als sehr gut, von einem anderen hingegen als ungenügend oder schlecht bewertet. Bemerkenswert war, dass das etikettierte Tetric Ceram bei den meisten Kriterien deutlich besser abschnitt als das neutral verpackte Tetric Ceram. Die Testergebnisse zeigen, dass die «Erwartungshaltung» der Zahnärzte die Bewertung beeinflusst. Die Parameter «Modellierbarkeit» und «Stopfbarkeit» scheinen unkontrollierbaren individuellen Kriterien zu unterliegen.

Für alle oben genannten Kriterien sind keine validierten Messmethoden vorhanden, um die subjektiven Beurteilungen

Tab. I Überblick über die gängigen Labormethoden zur Prüfung von dentalen Kompositen und deren klinische Relevanz

Prüfung	Standardisiertes Prüfprotokoll	Prüfung validiert	klinische Relevanz
Elastizitätsmodul	ja	ja	ja
Expansion	ja	ja	ja
Polierbarkeit	ja	ja	ja
Oberflächenhärte	ja	ja	fraglich
Schrumpf	ja	ja	gering
Transparenz	ja	ja	ja
Kochtest in Färbelösungen	nein	nein	fraglich
Zahnbürstensimulation	nein	nein	fraglich (ja)
Verschleiss	nein	nein	gering

zu objektivieren. Für das Kriterium «Konsistenz» gibt es verschiedene Prüfgeräte, wie z. B. das Penetrometer, bei dem man eine feine Metallnadel mit einer Last von 50 g in das unpolymerisierte Komposit hineinfallen lässt und die Eindringtiefe der Nadel gemessen wird (MUTLU ET AL. 1992). Je nach Konsistenz/Viskosität von Kompositen liegt die Eindringtiefe zwischen 3 und 8 mm. Bei einer anderen Methode (Rheometer) wird das Komposit mit oszillierenden Kräften «angeregt» und die viskösen und elastischen Phasen aufgezeichnet (LEE ET AL. 2007). Man kann zwar mit diesen Prüfgeräten verschiedene Kompositklassen definieren, und sie eignen sich daher zur groben Klassifizierung, doch stimmen sie meist nicht mit den subjektiven Beurteilungen von Zahnärzten überein.

### Schlussfolgerung

Prüfungen in vitro sind sinnvoll und unabdingbar, um Risiken von Restaurationsmaterialien hinsichtlich Funktion, Ästhetik und Langlebigkeit schon im Labor abzuschätzen, bevor man mit der klinischen Prüfung beginnt. Um diese Funktionen adäquat und mit hinreichender prognostischer Sicherheit abschätzen zu können, gibt es eine Reihe von relativ einfachen Prüfverfahren, die zum Teil auch ein klinisches Korrelat aufweisen, wie z. B. die Prüfung der Expansion. Andere Prüfungen

wie die Bestimmung der Oberflächenhärte oder der Schrumpfung sind von untergeordneter Bedeutung, da sich fast alle Materialien hinsichtlich dieser Messgrößen in einer relativ engen Bandbreite befinden, die nicht zu klinisch feststellbaren Unterschieden führen.

Die Prüfung des Verschleisses kann in sehr unterschiedlicher Weise erfolgen. Bis heute gibt es keine anerkannte Prüfverordnung. Zwar ist okklusaler Verschleiss mit grossem Aufwand messbar, jedoch oftmals subjektiv nicht wahrnehmbar und wenn doch, so ist der Verschleiss höchstens von ästhetischer Bedeutung.

Bestimmte Parameter wie Polierbarkeit und ästhetische Eigenschaften kann der Zahnarzt mit geringem Aufwand selbst prüfen. Wenn ein Praktiker mit seinem Füllungsmaterial über längere Zeit zufrieden stellende Resultate erzielte, sollte er das Material nur dann wechseln, wenn klinische Studien eindeutig zeigen, dass das neue Material im Vergleich zu einem Standardmaterial bessere Ergebnisse liefert. Gewisse Laborsimulationen sollten bezüglich klinischer Korrelation besser überprüft werden und allenfalls angepasst werden. Erst dann können diese Prüfmethoden als valide für die klinische Aussage gewertet werden (Tab. I).

*Literaturverzeichnis siehe englischen Text, Seite 922.*