



### Zusammenfassung

Die Produktpalette von Verblendkompositen ist groß und unterliegt einer stetigen Weiterentwicklung. Dieser Artikel gibt einen Überblick über die momentane Literatur, insbesondere zu den Aspekten der Verfärbungsneigung und Abrasionsbeständigkeit der modernen Verblendkomposite.

### Indizes

Verblendkomposit, indirekter Komposit, Abrasionsbeständigkeit, Verfärbung

## Verfärbungs- und Abrasionsbeständigkeit der modernen Verblendkomposite

**Benedikt Langwieder, Annette von Hajmasy, Bogna Stawarczyk, Anja Liebermann**

Die Eingliederung eines festsitzenden oder herausnehmbaren Zahnersatzes mit dem Ziel der Wiederherstellung optimaler funktioneller wie ästhetischer Verhältnisse im Mund ist nach wie vor ein wichtiger Bestandteil der modernen Zahnmedizin. Dabei stehen dem Zahntechniker und dem Zahnarzt eine Vielzahl verschiedener Werkstoffe und Werkstoffkombinationen zur Verfügung, die den physikalischen und optischen Eigenschaften des natürlichen Zahnes in unterschiedlicher Ausprägung entsprechen.

In den vergangenen Jahrzehnten spielte besonders die Keramik für zahnfarbene Versorgungen eine wichtige Rolle. Neben der hervorragenden Ästhetik und den guten mechanischen Eigenschaften wird dieser auch eine ausgezeichnete Biokompatibilität bescheinigt.<sup>3</sup>

Dem Indikationsbereich von Keramik sind Grenzen gesetzt, da Keramik – die physikalischen Eigenschaften betreffend – Charakteristika aufweist, die sich sowohl negativ auf die Langzeitstabilität der Restauration als auch auf die Unversehrtheit des Antagonisten auswirken. Der hohe E-Modul und die Sprödigkeit von Keramik machen sie anfällig für Scherkräfte, was zum Abplatzen der Verblendung – dem sog. Chipping – führen kann (Abb. 1). Chipping wird vor allem bei verblendeten Zirkonoxidgerüsten beobachtet.<sup>44</sup> Die keramische Verblendung bei herausnehmbarem Zahnersatz birgt eine hohe Frakturgefahr

### Einleitung

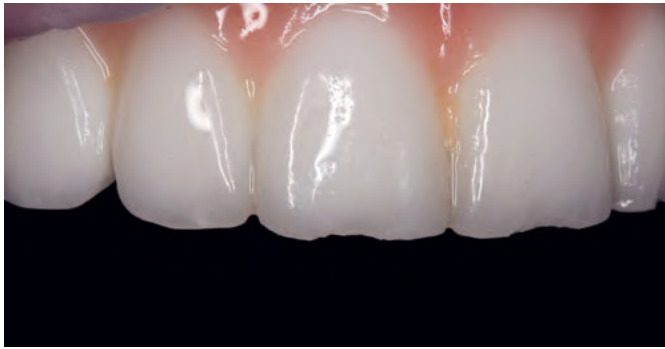


Abb. 1 Abgeplatzte Schneidekante – Chipping bei Keramik.

#### Keramik – Vor- und Nachteile auf einen Blick

- |                             |                       |
|-----------------------------|-----------------------|
| + Ästhetik                  | - Sprödigkeit         |
| + Biokompatibilität         | - Chipping            |
| + mechanische Eigenschaften | - Frakturgefahr       |
|                             | - Herstellungsaufwand |
|                             | - Tragekomfort        |
|                             | - Substanzverlust     |

Abb. 2 Vor- und Nachteile keramischer Restaurationen auf einen Blick.

bei versehentlichen Stürzen während der Pflege und ist bei Parafunktionen wie Bruxismus kontraindiziert.<sup>30</sup> Gerüstfreie Versorgungen wie Table Tops (Kauflächenveneers) sind in Keramik aufwendiger in der Herstellung und benötigen eine größere Schichtstärke als die Kompositlösung, was einen höheren Substanzverlust bei der Präparation bedingt. Zudem zeigt Keramik im Vergleich zu Komposit niedrigere Abrasionsbeständigkeiten am Antagonisten.<sup>62</sup> Darüber hinaus beklagen Patienten mit antagonistischen Keramikrestaurationen ein unangenehm keramisch-kirrendes Empfinden, das auf die fehlende dämpfende Wirkung zurückzuführen ist (Abb. 2).

### Entwicklungsgeschichte der Kompositwerkstoffe

Kunststoff als Keramikalternative ist bereits seit 1936 gebräuchlich, als Zahntechniker Gottfried Rot polymerisiertes und gemahlenes Polymethylmethacrylat mit seinem Monomer Methylmethacrylat mischte, um daraus Prothesenbasen herzustellen. Seitdem wurde dieses Produkt stets weiterentwickelt und durch drei entscheidende Entwicklungsschritte geprägt:

- Einführung von Bis-GMA (Bisphenolglycidylmethacrylat), da größere Monomere zu weniger Schrumpfung führen;
- Verwendung von organischen Füllern aus gemahlenem Quarz, die zunächst nur eingelagert wurden;
- Modifizierung der Füller, sodass eine chemische Einbindung der Füller in die Matrix stattfinden konnte.

Diese Entwicklungen bilden die Grundlage der heute gebräuchlichen Verblendkunststoffe. Als Schwachpunkte dieses Werkstoffes galten, neben den optischen Einbußen durch die Verfärbung von sich bildenden Randspalten und Fugen<sup>67</sup>, auch mechanische Attribute, wie z. B. eine verminderte Abrasionsbeständigkeit<sup>13</sup> und eine erhöhte Plaqueakkumulation gegenüber natürlicher Zahnschmelze oder Keramik.<sup>32</sup> Beides kann die Lebensdauer der Kunststoffverblendung mindern. Hinzu kommt bei der Verwendung von Bis-GMA die Aufnahme von Wasser, die einerseits die Spannungen innerhalb des Polymers ausgleichen kann, indem die Intramolekularabstände erweitert werden (sog. Weichmachereffekt)<sup>5</sup>, andererseits jedoch die Widerstandsfähigkeit gegenüber Abrasion sowie die mechanischen Eigenschaften herabsetzt. In der Folge kann es zu Versprödung und Transparenzminderung des Materials



**Abb. 3** Komposit-Chips als minimalinvasive Therapieoption.



**Abb. 4** Patient mit Wunsch nach Form- und Stellungskorrekturen der Oberkieferfront.

kommen.<sup>39,59</sup> Die Wasseraufnahme führt zudem zur Hydrolyse der Silanverbindungen zwischen Matrix und Füllstoffen bzw. Metal und infolge dessen zur Randspaltbildung.<sup>15,27</sup> Diese sind jedoch bei Kompositen weniger entscheidend, da sie nachgeschichtet werden können.

Dennoch hat Komposit als Verblendmaterial heute einen großen Stellenwert. Durch die stetige Weiterentwicklung und Verfeinerung durch Modifikation der Monomere und Füller sind die Eigenschaften einiger Komposite so gut, dass Werkstücke auch ohne stabilisierendes Legierungs- oder Zirkonoxidgerüst in den Indikationsbereich inkludiert sind. Nicht zuletzt die vergleichsweise einfache und günstige Reparierbarkeit und der Kostendruck der Krankenkassen begünstigen diese Entwicklung.<sup>25</sup>

Allgemein ergeben sich neben der klassischen Gerüstverblendung drei Hauptindikationen für Verblendkomposit (Tab. 1):

- Gerüstfreie Restaurationen: Inlays, Onlays, Table Tops und besonders Veneers und sogenannte Chips als non- oder minimalinvasive Therapieoption (Abb. 3 bis 6). Sie sind im

**Tab. 1** Indikationsbereiche verschiedener Verblendkomposite nach Herstellerangaben.

Produktname	Metallfreie Restauration	Vollverblendung	Vollverblendung Tele- und Implantatarbeiten	Inlays/ Onlays	Veneers/ Chips	LZP (Langzeitprovisorium)	Modifikation konfektionierter Zähne	Gingivarekonstruktion
VITA VM LC flow	-	+	+	+	+	+	+	+
Sinfony	+	+	+	+	+	+	+	-
SR Nexco	nur FZR	+	+	+	+	+	+	+
in:joy	+	nur bis 2. Prämolare	+	+	+	k.A.	k.A.	+
Signum	-	+	+	-	-	+	+	-
Ceramage	-	+	+	+	+	+	+	-
dialog Vario	+	+	+	+	+	+	+	+
GRADIA PLUS	+	+	+	+	+	+	k.A.	+



Abb. 5 Komposit-Chips auf dem Modell.



Abb. 6 Chips geklebt in situ – Diastemaschluss und weitere optische Korrekturen.



Abb. 7 Implantatgetragenes Metallgerüst mit Kompositverblendung.



Abb. 8 Implantatgetragene Oberkiefer- und Unterkieferversorgung mit kompositverblendetem Metallgerüst.

Vergleich zu glaskeramischen Materialien weniger bruchanfällig in der Herstellung und bei der Eingliederung. Darüber hinaus liefern sie ein besseres Endergebnis im Hinblick auf eine möglichst schmale Klebefuge. Grund dafür sind der niedrigere E-Modul und die geringere Abrasionsbeständigkeit, die ein optimales Anpolieren und extrem dünnes Auslaufen der Ränder ermöglicht.

- Implantatgetragener Zahnersatz: (Abb. 7 und 8) Bei herausnehmbarem oder bedingt-herausnehmbarem Zahnersatz mit Zirkonoxidgerüst sinkt bei Verwendung von Kompositverblendungen das Risiko des Chipping.<sup>56</sup> Patienten, die antagonistischen keramischen Zahnersatz nutzen, berichten von einem angenehmeren Gefühl beim Umstellen einer Versorgung auf Kunststoff. Dies liegt in den dämpfenden Eigenschaften des Kunststoffes begründet. Auch im Fall der Implantatversorgung für Einzelkronen liegt das Dämpfungsverhalten bei Kronen aus Kunststoff näher an dem eines natürlichen Zahnes als jenes einer vollkeramischen Krone.<sup>36</sup>



**Abb. 9** Gestaltung der Gingiva aus Komposit für eine ausgeglichene Rot-Weiß-Ästhetik.

- **Gingivarekonstruktion:** Die Imitation des Weichgewebes ist besonders in der herausnehmbaren Prothetik für eine ansprechende Rot-Weiß-Ästhetik unerlässlich. Sie kaschiert starke Rezessionen oder lange Zahnhälse von Pfeilerzähnen, Geweberückgang durch Knochenverlust, Implantate und Verankerungselemente und sorgt zudem für ein ausgeglichenes Gingiva-Zahn-Verhältnis (Abb. 9).

Bei der Herstellung unterscheidet sich der Umgang mit Komposit insofern vom Keramikworkflow, als dass Komposit nicht gebrannt, sondern – abgesehen von kleinen herstellerspezifischen Unterschieden – in Lichtöfen polymerisiert werden muss, um den Werkstoff von der plastischen in die feste (auspolymerisierte) Phase zu überführen. Bei den Polymerisationsgeräten werden drei Arten von Lichtquellen unterschieden: Einerseits stehen Halogenlampen zur Verfügung, die ein breites Lichtspektrum bedienen und durch eine relativ hohe Wärmeentwicklung charakterisiert sind, die als zusätzlicher Vergütungseffekt genutzt werden kann. Andererseits gibt es Polymerisationsgeräte, die lichtemittierende Dioden (LED) nutzen. Sie sind gekennzeichnet durch eine hohe Energieeffizienz und geringe Wärmeentwicklung. Das Lichtspektrum ist eingeschränkt, der Einsatz verschiedener LEDs unterschiedlicher Spektren kann die Geräte jedoch erweitern. In der dritten Gruppe werden kaltlichtemittierende Leuchtstoffröhren verwendet, die keine Wärme entwickeln und einen eingeschränkten Spektralbereich bedienen. Die Wahl der Polymerisationseinheit muss auf das Initiatorsystem des Komposites abgestimmt sein, damit die von den jeweiligen Initiatoren geforderte Wellenlänge optimal bedient wird. Aus diesem Grund sind auch nicht alle Polymerisationsgeräte mit jedem Komposit kompatibel und die Herstellerangaben sollten beachtet werden.

Einige Produkte müssen darüber hinaus nachvergütet werden. Zu diesem Zweck stehen auf die Initiatorsysteme angepasste Polymerisationsöfen zur Verfügung, die unter Vakuum polymerisieren, um zu vermeiden, dass eine oberflächliche Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht, oder die die Wärmeentwicklung der Halogenlampen nutzen und durch geregeltes Wärmemanagement eine Verbesserung der Eigenschaften erzielen. Dabei kann Kunststoff analog zu Keramik sowohl geschichtet als auch überpresst werden oder in einer Kombination aus beidem in der Press-Schicht-Technik verarbeitet werden (Abb. 10 bis 12). In



**Abb. 10** Dank transparentem Silikon lässt sich Komposit auch in der Überpresstechnik verwenden.



**Abb. 11** Dentinpressung. Anschließend wird reduziert, individualisiert und erneut mit Schmelzmaterial überpresst oder geschichtet.



**Abb. 12** Die klassische händische Schichtung, hier zur Individualisierung einer Dentinpressung.

der Überpresstechnik bietet die Verwendung von Komposit allerdings den Vorteil, dass ein Mock-up 1:1 in Kunststoff überführt werden kann und so der therapeutisch eingestellte Biss unverfälscht in der endgültigen Versorgung wiedergegeben wird.

### Der chemische Aufbau eines Verblendkomposites

Laborkomposite sind grundsätzlich ähnlich aufgebaut wie man es von Füllungskompositen kennt. In nicht polymerisiertem Zustand liegen zwischen organischen Monomeren verschiedener Methacrylate silanisierte Füllstoffe eingelagert, bei denen es sich zumeist um pyrolytisch erzeugtes Siliziumoxid, Glas- und Keramikpartikel oder gemahlene Präpolymere handelt (Tab. 2). Sie variieren in der Größe (0,10 bis 4  $\mu\text{m}$ ) und deren Anteil (50 bis 85 Gew.%) (Abb. 13), wobei die meisten Komposite den Hybridkompositen zuzuordnen sind. Dabei stellen einige jedoch auch Vertreter der Mikrofüllkörperkomposite dar, da sie als Füllstoff alleinig Siliziumdioxid im Nanometerbereich enthalten.<sup>50</sup> Neben diesen Hauptbestandteilen sind auch Initiatoren wie Kampherchinon enthalten, die die Polymerisationsreaktion initiieren, Pigmente für die Farbgebung, Rheologiemoifizierer zur Steuerung



Komposittyp	Hersteller	Monomer	Füller
Mikrofüller	VITA VM LC flow (Vita Zahnfabrik)	UDMA 10–25 % TEGDMA 10–20 % 2-Dimethylaminoethylmethacrylat (DMAEMA) < 2,5 %	ZrO <sub>2</sub> , SiO <sub>2</sub> (ges. 55–68 %)
Feinstpartikel	Sinfony (3M Espe)	Diurethan dimethacrylat 15–30 % Octahydro-4,7-methano-1H-indendiyl bis(methylen)diacrylat 15–30 %	Sr-Al-B-Si-Glass 40 % SiO <sub>2</sub> 5 % spezielle Glasionomere 5 %
Mikrofüller	SR Nexco (Ivoclar, Vivadent)	Decandiol-DMA (DDDMA) 3–10 % UDMA 1–2,5 % Tricyclodocandimethanoldimethacrylat (TCDMMA) 1–2,5 %	Copolymer 62,9 % SiO <sub>2</sub> 19,8 % (ges. 82–83 %)
Mikrohybrid	dialog Vario (Schütz Dental)	UDMA, Bis-GMA 1,4-Butandiol-dimethacrylat (ges. 25 %)	Feinstglas mit SiO <sub>2</sub> (74 %)
Mikrohybrid	in:joy (Dentsply Sirona)	Dodecandiol-DMA <= 5 % TEGDMA <= 5 %	SiO <sub>2</sub> , Präpolymerisate (ges. 55 %)
Mikrofüller	Signum (Kulzer)	Dodecandiol-DMA TEGDMA	SiO <sub>2</sub> , Präpolymerisate (ges. 74 %)
Nanohybrid	GRADIA PLUS (GC Europe)	Bisphenol-A 10–25 % 2-Methylprop-2-Enolsäure 10–25 % TEGDMA 5–10 % UDMA 1–5 % Bis-GMA 1–5 %	Keramik
Mikrohybrid	Ceramage (Shofu)	UDMA 5–15 %	Zirkonsilikat (ZrSiO <sub>4</sub> ) (ges. 73 %)

Tab. 2 Die Zusammensetzung gängiger Materialien nach Herstellerangaben, Prozentangaben in Gew.%.  
Copyright by Quintessenz Zahntechnik all rights reserved

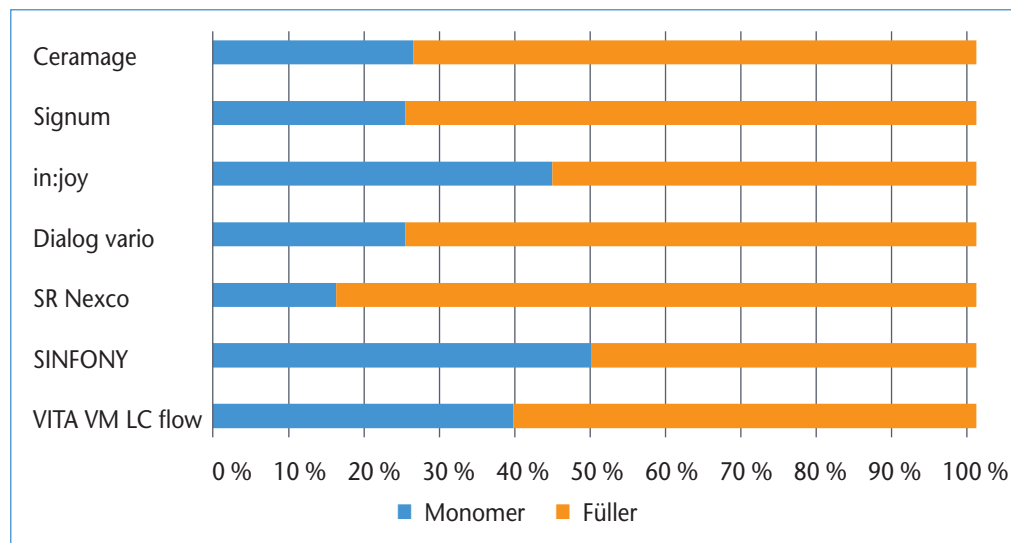


Abb. 13 Zusammensetzung nach gerundeten Herstellerangaben. Keine genaueren Angaben zu GRADIA PLUS (GC Europe) verfügbar.

der Plastizität und Stabilisatoren – meist Phenolderivate – die der vorzeitigen Aushärtung entgegenwirken, indem sie ein Wasserstoffatom auf die Radikale übertragen.

Entgegen der früheren Annahme, allein der Gehalt der Füller bestimme die mechanischen Eigenschaften des Materials,<sup>48</sup> weiß man heute, dass die Materialcharakteristika abhängig von der Komposition der unterschiedlichen Bestandteile sind und sich nicht an

einzelnen Ingredienzen festmachen lassen. Eine Rolle spielen hier die Zusammensetzung der Monomere<sup>7,41</sup>, die Größe und der Gehalt der Füllkörper sowie die Silanisierung der Füllkörper, um einen chemischen Verbund mit der Monomermatrix zu erzielen.<sup>13</sup> Zudem verändern sich die Materialeigenschaften auch mit der Verarbeitungsweise. So beeinflusst eine erhöhte Lichtintensität während der Aushärtung und Wärme<sup>33</sup> die Polymerisationsrate positiv. Die umgebende Atmosphäre scheint ebenfalls eine Rolle zu spielen.<sup>42</sup>

### Was sich aus den Bestandteilen der Komposite ableiten lässt Polymermatrix

Bereits 1962 nutzte Bowen Bis-GMA zur Herstellung dentaler Composite.<sup>9</sup> Bei Bis-GMA handelt es sich, im Vergleich zu anderen Monomeren, um ein relativ großes Molekül mit dem Aufbau eines Aromats mit zwei Phenolringen in der Mitte und Hydroxylgruppen in den Seitenketten. Deren Fähigkeit, Wasserstoffbrückenbindungen auszubilden, und die starre Molekülstruktur verleihen dem wenig volatilen Bis-GMA eine hohe Viskosität, und es härtet sehr schnell aus. Dies äußert sich allerdings in einer vergleichsweise geringeren Konversionsrate, da der Gel-punkt während der Aushärtung schnell überschritten wird.<sup>41</sup> Andererseits verdankt Bis-GMA seiner Molekülgröße und dessen Aufbau mit ca. 5 %<sup>40</sup> einen geringeren Volumenverlust während der Polymerisation und rigide, starre Materialeigenschaften nach der Aushärtung. Die Hydroxylgruppen machen Bis-GMA relativ hydrophil und begünstigen die Wasseraufnahme.<sup>41</sup>

Um dessen Verarbeitbarkeit zu erleichtern und die Beimengung von Füllern zu ermöglichen, wurde Bis-GMA mit dem deutlich weniger viskosen, kurzkettigen TEGDMA verdünnt.<sup>9,10</sup> Dank seines kettenartigen Aufbaus ist TEGDMA deutlich flexibler und rotationsfähiger, was gegenteilige Eigenschaften zu Bis-GMA zur Folge hat: höhere Konversionsrate, höherer Schrumpf bei der Aushärtung und weichere Materialeigenschaften. Darüber hinaus zeigt TEGDMA eine niedrigere Wasseraufnahme als Bis-GMA, was auf die geringe Anzahl der Hydroxylgruppen zurückzuführen ist. Allerdings wird nichtvernetztes TEGDMA von Wasser aus dem Gefüge gelöst und ersetzt, sodass mit dessen Gehalt auch die Wasseraufnahme steigt.<sup>27</sup> In Kombination mit Bis-GMA senkt TEGDMA dessen Viskosität, nicht aber zwangsweise dessen mechanische Eigenschaften, da in Folge der niedrigeren Viskosität die Konversionsrate steigt.<sup>7</sup> Darüber hinaus ist die Viskositätssenkung nötig, um Füllstoffe beimengen zu können.<sup>9,10</sup> TEGDMA zeigt eine niedrigere Verfärbungsneigung als Bis-GMA<sup>52</sup>, jedoch auch eine höhere Löslichkeit und Versprödung.<sup>41</sup>

Als Alternative zu Bis-GMA wird UDMA eingesetzt. Mit einem ähnlichen Molekulargewicht wie Bis-GMA ist die Molekülgröße vergleichbar.<sup>41</sup> Ein entscheidender Unterschied ist jedoch der langkettige aliphatische Aufbau mit Einfachbindungen, die nahezu freie Rotation erlauben und UDMA Flexibilität und Beweglichkeit verleihen.<sup>27</sup> Das macht UDMA weniger viskos und ist ursächlich für eine höhere Konversionsrate als in einer Bis-GMA-TEGDMA Mischung.<sup>41</sup> Die höhere Konversionsrate ist zudem ausschlaggebend für die höhere Widerstandsfähigkeit und die verbesserten mechanischen Eigenschaften gegenüber Bis-GMA, weil weniger polymerschwächende, nicht umgesetzte Doppelbindungen im Gefüge verbleiben.<sup>41</sup> Das daraus resultierende dichtere Netzwerk ist zudem weniger affin für eindiffundierende Farbstoffe, weil die Maschendichte geringer ist.<sup>26</sup> Aufgrund fehlender Hydroxylgruppen ist UDMA weniger hydrophil und gilt als weniger zytotoxisch, da UDMA weniger Methacrylatgruppen und einen geringeren Restmonomergehalt besitzt und per se keine Umwandlung in Bisphenol-A möglich ist.<sup>41</sup>





Ursprünglich wurden die Füllkörper eingesetzt, um dem Prinzip der Volumensubstitution folgend den polymerisationsbedingten Schrumpf zu minimieren.<sup>27</sup> Sie verbessern darüber hinaus auch die optischen und mechanischen Eigenschaften. Ein steigender Füllstoffgehalt korreliert mit höherer Härte, höherem E-Modul und ermöglicht die Anpassung des Wärmeausdehnungskoeffizienten.<sup>49</sup> Staufenbiel konnte nachweisen, dass eine Wechselbeziehung zwischen Füllkörpergehalt und Abrasionsbeständigkeit besteht, wobei hier auch die Art der Füller relevant ist.<sup>50</sup> Je höher der Gehalt an Füllern, desto abrasionsresistenter zeigten sich die Komposite.<sup>61</sup> Mit steigendem Füllstoffgehalt nimmt auch die Biegefestigkeit zu.<sup>48</sup> Eine Abhängigkeit zwischen Wasseraufnahme, Aufrauung sowie Verfärbung und Füllermenge besteht nicht.<sup>1</sup> Die chemische Zusammensetzung und der Anteil haben eine größere Auswirkung auf die Abrasionsbeständigkeit als die Größe und Verteilung der Füller.<sup>37</sup> Neben dem Gehalt und der Art der Füllstoffe ist auch die Größe interessant, mit der ebenfalls Aussagen über die Eigenschaften des Komposites getroffen werden können.

Anhand der Füllstoffgröße werden Komposite zunächst in verschiedene Klassen unterteilt. 1981 wurde eine Einteilung in konventionelle Komposite, homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite sowie Hybridkomposite etabliert.<sup>35</sup> Der heutigen Produktpalette wird diese Einteilung jedoch nicht mehr gerecht, da sich im Laufe stetiger Verbesserung Mikro- und Hybridkomposite mit den aussichtsreichsten Entwicklungen herauskristallisiert haben.<sup>50</sup> Innerhalb der Hybridkomposite handelt es sich um Differenzierungen in Feinpartikelhybride (< 5 µm), Feinstpartikelhybride (< 3 µm) und Mikrohybride (< 1 µm).

Hinter der Einteilung in Mikro- und Hybridkomposite verbergen sich eine Reihe klassifikationspezifischer Eigenschaften, die in einer Vielzahl von Studien untersucht und verglichen wurden. In der Gegenüberstellung der beiden heute vorherrschenden Kompositklassen sieht die Literatur die Mikrofüllkomposite den Hybridkompositen in Sachen Oberflächenhärte (Vickers-Härte)<sup>23</sup> und E-Modul<sup>48</sup> unterlegen, woraus sich nebenbei eine Abhängigkeit von niedrigem E-Modul zu niedriger Härte ergibt.<sup>49</sup>

Wie der Vergleich in der Kategorie Oberflächenhärte bereits andeutet, zeichnen sich Mikrofüller durch eine geringere Abrasionsbeständigkeit aus, was im Umkehrschluss jedoch nicht bedeutet, dass große Füller zwangsweise mit hohen Materialverlusten gleichzusetzen sind.<sup>1</sup> Auch bei der Wasseraufnahme und der Polymerisationsschrumpfung zeigen Mikrofüller höhere Werte.<sup>25</sup> Was die Verfärbungsneigung betrifft, sind die beiden Werkstoffe ebenbürtig<sup>1</sup>, wobei die Polierbarkeit jedoch bei Mikrofüllerkompositen besser ausfällt.<sup>47,49</sup> Ist die Füllkörpergröße kleiner als die Wellenlängen des Lichts, bleiben die Abnutzung der Oberfläche und das Herauslösen von Füllkörpern aus der Oberfläche sogar optisch unerkannt.<sup>47,49,51</sup>

Wichtig für die Ästhetik ist die Auswahl der Füllkörper, wobei sich die Brechungsindizes der Matrix und der Füller entsprechen sollten. Falls sich diese nicht gleichen, kann es durch unterschiedliche Brechung zur Lichtstreuung kommen, was sich in einer hohen Opazität widerspiegeln würde. Darüber hinaus ermöglicht die gegenseitige Anpassung der Brechungsindizes eine adäquate Durchhärtung der Kompositsschichten bei der Lichthärtung.<sup>27</sup> Dennoch liefern nicht alle Füllstoffe dieselben Ergebnisse: Bei hohem Glasanteil droht bei steigender Schichtstärke eine Vergrauung der Restauration.

Aus den Füllern werden kontinuierlich Substanzen freigesetzt, da sie zwar schwer, jedoch nicht unlöslich sind. Quarz und Siliziumoxid zeigen sich dabei stabiler als Glasmodifikatoren,

wie beispielsweise Barium, Strontium, Natrium.<sup>58</sup> Harte Füllkörper wie Zirkonoxidpartikel oder Quarz (Siliziumoxid) verursachen am Werkstoff selber und an antagonisierender Zahnhartsubstanz einen höheren Verschleiß und führen zu einer Aufrauung der Oberfläche, wohingegen weichere Füller wie Barium-Silikat-Füller eine geringere Eigen- und Antagonistenabrasion verursachen und einen glatteren Abschleiß hinterlassen.<sup>64</sup> Staufenbiel bestätigt die höhere Abrasionsbeständigkeit der Silikate.<sup>61</sup>

Auf den ersten Blick scheint die Daseinsberechtigung von Mikrofüllstoffkomposite zunächst fraglich. Dennoch sind Mikrofüller den Hybridkompositen nicht per se unterlegen. Bei den meisten Studien handelt es sich um in-vitro-Studien; Alterungsprozesse, wie sie während der Gebrauchsperiode auftreten, werden zwar simuliert, können aber nicht mit in-vivo-Verhältnissen gleichgesetzt werden. Das bedeutet, dass diese Ergebnisse nicht eins zu eins übertragbar sind, zumal die Alterungssimulation andeutet, dass beide Stoffklassen Einbußen hinnehmen müssen. Es können dabei nur qualitative, keine quantitativen Aussagen getroffen werden. Überdies muss beachtet werden, dass Komposit, wie der Name bereits ausdrückt, eine Mischung verschiedener Bestandteile ist und deshalb stets in Summe der Komponenten betrachtet werden muss.

**Verfärbung** Verfärbungen von Verblendkompositen sind im Allgemeinen im Laufe der Gebrauchsperiode nach wie vor problematisch. Dabei kommt es vor allem zu einer Verdunklung der Restauration und einer Farbveränderung in Richtung gelb und rot.<sup>18</sup> Die Ursachen hierfür sind vielfältig.<sup>12</sup> Die subjektive Wahrnehmung ist bei der Bewertung allerdings ungeeignet, da sie diversen Einflussfaktoren unterliegt und nicht reproduzierbare Ergebnisse liefert.<sup>31</sup> Sie ist unter anderem abhängig vom Betrachter, da die Farbtüchtigkeit individuell variiert – man denke beispielsweise an Farbsehschwächen – die die Unterscheidung verschlechtert, oder an den Trainingseffekt, der bei geschulten Personen – wie Zahntechnikern und Zahnärzten – beobachtet wird und eine filigranere Wahrnehmung farblicher Abstufung ermöglicht. Darüber hinaus hängt sie vom Geschlecht<sup>69</sup>, von den Lichtverhältnissen und der Farbe des Untergrundes, des Blickwinkels<sup>60</sup> und der Beschaffenheit der Oberfläche ab<sup>54</sup>. Daher ist der Einsatz einer objektiven Messmethode unverzichtbar. Ein gängiges und anerkanntes Verfahren ist die Bestimmung des  $\Delta E$ -Wertes (Verfärbungswert) mittels Spektrophotometrie. Diese Herangehensweise findet ihren Ursprung in dem 1931 von der CIE (Commission Internationale de l'Éclairage) eingeführten System, das darauf basiert, einen Farbeindruck durch das Mischungsverhältnis der drei Primärfarben rot, gelb und blau wiederzugeben. Da sich dieses System jedoch zur Bewertung von Farbunterschieden als unpraktisch erwies, wurde daraus 1971 das CIELAB-System entwickelt, das in einem dreidimensionalen Koordinatensystem einen  $L^*$ -Vektor für die Helligkeit, einen  $a^*$ -Vektor für die rot-grün-Komponente und einen Vektor  $b^*$  für die gelb-blau-Komponente besitzt, die zu einem Farbdifferenzvektor  $\Delta E^*_{ab}$  zusammengefasst werden können. Dieser entspricht der Farbwahrnehmung des menschlichen Auges. Das CIELAB-System ist genormt (EN ISO 11664–4 Colorimetry – Part 4: CIE 1976  $L^*a^*b^*$  Colour space) und damit geräteunabhängig.

In der Literatur wird ein Wert von  $\Delta E \leq 3,3$  als Grenzwert angegeben, der für Verblendmaterialien in der Zahnheilkunde tolerabel sei<sup>31</sup>, wobei 2001 für zahnmedizinisch geschultes Personal eine Wahrnehmungsgrenze bei einem  $\Delta E$ -Wert von 1,8 und für ungeübte Patienten bei 2,7 festgestellt wurde.<sup>43</sup>



Verfärbung von Restaurationsmaterialien werden in intrinsische und extrinsische Verfärbungen unterteilt. Der Begriff intrinsische Verfärbung bezieht sich hier auf Ursachen, die aus dem Kunststoff selbst entstehen, also chemische Prozesse, die eine Veränderung in der Kunststoffstruktur zur Folge haben. Beispiele hierfür sind unverbrauchte Initiatoren, wobei davon lighthärtenden Kunststoffe weniger betroffen sind als selbsthärtende Kunststoffe, da das UV-sensible Kampherchinon durch die Lichtreaktion von einem gelben in einen neutralen Farbton wechselt.<sup>54</sup> Bei unsachgemäß warmer Lagerung oder Lagerung über das empfohlene Verbrauchsdatum hinaus kann es zum Abbau von Benzoylperoxid und damit verbundener Aminbildung kommen, die den Komposit gelblich verfärben.<sup>57</sup> Auch die Polymermatrix scheint eine Rolle zu spielen. Es wurde ein Zusammenhang von steigendem Bis-GMA-Anteil mit sinkender intrinsischer Verfärbungsneigung gefunden.<sup>57</sup>

Neben der intrinsischen Verfärbung verursachen auch An- und Einlagerungen von Farbstoffen eine Farbänderung. Diese extrinsischen Verfärbungen spielen in der Praxis die Hauptrolle der Verfärbungsproblematik und werden typischerweise unter anderem von den Melanoidinen aus Kaffee, Theaflavin aus Tee, Kumin aus Curry, Tanninen, die beispielsweise in Rotwein vorkommen, Carotin aus Milchprodukten oder Karotten, Chlorhexidin aus Mundspüllösungen und Teerkondensaten und Nikotin verursacht<sup>18,29</sup>, indem sie sich auf der Oberfläche ablagern und irreversible Verbindungen mit der Matrix eingehen.<sup>63</sup> Dabei gelten Kaffee<sup>31,55</sup> und Rotwein<sup>50</sup> als potenteste Verfärber. Als Ursache werden die kleine Molekülgröße des Melanoidins und damit verbundene einfache Diffusion sowie der niedrige pH-Wert des Rotweins vermutet.

Die Verfärbung wird als multifaktorielles komplexes Phänomen betrachtet.<sup>54</sup> Die Affinität zu verfärbenden Substanzen ist maßgeblich von der Verarbeitung des Kunststoffes abhängig, speziell von der Oberflächenbeschaffenheit.<sup>18</sup> Bei der Polymerisation von Laborkompositen entsteht ebenso wie bei Kunststoffen für den direkten Gebrauch eine 0,1 bis 0,15 µm dicke Sauerstoffinhibitionsschicht, die für die inkrementelle Schichtung notwendig ist, für die Resistenz gegen Farbstoffe jedoch einen Nachteil darstellt.<sup>1</sup>

Zudem hat auch die Politur der Oberfläche entscheidenden Einfluss auf die Farbbeständigkeit.<sup>47</sup> Sie minimiert Rauigkeiten, die die Anlagerung für im Speichel enthaltene Mikroorganismen, Epithelzellen, Farbstoffe und Nahrungsbestandteile begünstigen können.<sup>32</sup> Sie vereinfacht auch die Reinigung, was für optimale ästhetische Verhältnisse von essenzieller Bedeutung ist.<sup>47,49</sup> Gefordert wird in der Literatur eine mittlere Rauigkeit von  $\leq 0,2 \mu\text{m}^8$ , da bei dieser Oberflächenbeschaffenheit beispielsweise einer Kokke, die durchschnittlich 1 µm groß ist, keine Nischen zur Anlagerung geboten wird.<sup>50</sup> Die Problematik der Plaquebesiedelung besteht darin, dass deren Abfallprodukte, wie Propion- und Essigsäure, die Oberfläche erweichen und damit das Eindringen von Farbstoffen erleichtern.<sup>1</sup> Dieser Maximalwert kann mit heutigen Kompositen problemlos erreicht werden. Werte von 0,1 µm seien erstrebenswert<sup>49</sup>, da es im Laufe der Zeit durch Gebrauch und Reinigung stets zu einer additiven Aufrauung der Oberfläche kommen kann und hier ein kumulativer Effekt beobachtet wird.<sup>47</sup> Die Rauigkeitszunahme ist dabei abhängig von der Abrasivität der Putzkörper in der Zahnpasta.<sup>47</sup> Für die Ausarbeitung und Politur empfehlen Studien spanende Hartmetallfräsen vor trümmernd-zerfurchenden Diamanten, da sie bessere Voraussetzungen für die nachfolgende Politur nach sich ziehen.<sup>51</sup> Generell wird die Polierbarkeit heutiger

Verblendkomposite mit gängigen Poliersystemen als gut beschrieben.<sup>50</sup> In der Verarbeitung hat auch die Nachvergütung durch Wärme und Vakuum bzw. Wärme und Druck eine signifikante positive Auswirkung auf die Verfärbungsresistenz.<sup>42</sup> Zudem wird darin eine Möglichkeit gesehen, die Oberfläche gegen Weichmachereffekte und chemische Einflüsse zu stärken.<sup>68</sup> Für die Belichtung während der Aushärtung scheint die Intensität der Belichtung ein relevanterer Faktor zu sein als die Dauer.<sup>46</sup> Darüber hinaus konnte auch gezeigt werden, dass die Lichtquelle selbst eine entscheidende Rolle spielt. Mit Halogen-Metaldampf-Lampen (Hyper LII, sogenannte Hochintensitätslampen) gehärtete Komposite erzielen in Studien die besten Ergebnisse, besser sogar als die durch den Hersteller empfohlenen Polymerisationseinheiten. Hier geben die Autoren eine höhere Umsetzungsrate als die entscheidende Erklärung an.<sup>38</sup>

Die These, die Farbänderung hänge mit der Wasseraufnahme des Kunststoffes zusammen, da die Aufnahme von Wasser ebenso die Aufnahme kleinster Farbpartikel ermögliche, lässt sich nicht endgültig beurteilen. Es existieren widersprüchliche Studien; einige können einen Zusammenhang feststellen<sup>29,67</sup>, andere hingegen keine Signifikanz nachweisen<sup>6,49,55,61</sup>. Lediglich bei polaren Methacrylaten mit ohnehin hoher Wasseraufnahme konnte ein Zusammenhang eruiert werden.<sup>55</sup>

Auch die Materialzusammensetzung ist von Bedeutung. Es wird eine geringere Verfärbung beschrieben, je höher der Füllstoffgehalt liegt, was mit der Aufnahme von Wasser durch den folglich höheren Matrixanteil erklärt wird.<sup>12</sup> Jedoch konnte dieses Ergebnis nicht überall bestätigt werden.<sup>61</sup> Asmussen und Peutzfeld et al. ermitteln für Makro-Hybrid-Komposite geringere Verfärbungswerte als für mikrogefüllte.<sup>6</sup> Die Polierbarkeit kann dafür nicht als Begründung herangezogen werden. Mikro- und Hybridkomposite sind grundsätzlich gut polierbar. Je nach angewandtem Poliersystem konnten Mittelrauwerte zwischen  $0,11 \mu\text{m}$  bis  $0,19 \mu\text{m}^1$  erzielt werden, und es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Stoffklassen.<sup>61</sup>

Da sich Verfärbungen nicht gänzlich vermeiden lassen, besteht die Notwendigkeit regelmäßiger Pflege und Reinigung. Intrinsische Verfärbungen lassen sich nicht beseitigen, eine Nachpolitur gewährt Verbesserungen nur im messbaren, nicht im sichtbaren Bereich.<sup>31</sup> Zur Beseitigung extrinsischer Verfärbungen stehen vier Möglichkeiten zur Verfügung, die von Bürstenreinigung, handelsüblichen Reinigungstabs, Ultraschallbad bis hin zum Nadelstrahlbad reichen. Dabei bietet keine Variante zuverlässige Ergebnisse gegenüber verschiedenen Verfärbungen. Die Kombination aus mechanischer Reinigung mit hypoabrasiver Zahnpasta und chemischer Reinigung mit Lösungen oder Reinigungstabletten ist jedoch der vielversprechendste und praktikabelste Ansatz.<sup>61</sup> Die Verwendung des Nadelstrahlbads ergab ebenfalls gute Ergebnisse; das Gerät ist jedoch wenig verbreitet und daher eine relativ impraktikable Variante.<sup>61</sup> Abrasive Zahnpasten erzeugen wiederum Mikroläsionen in der Oberfläche und sorgen damit für eine Aufrauung der Oberfläche, die Verfärbungsmechanismen begünstigt.<sup>24</sup>

Grundsätzlich spielt die Oberflächenvergütung des Werkstückes eine größere Rolle als die Einwirkzeit des verfärbenden Mediums<sup>24</sup> und die Verfärbungsneigung moderner Verblendkomposite ist deutlich geringer als die ihrer Vorgänger. Getestet wurden SR Adoro von Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein), VITA VM LC von Vita Zahnfabrik (Bad

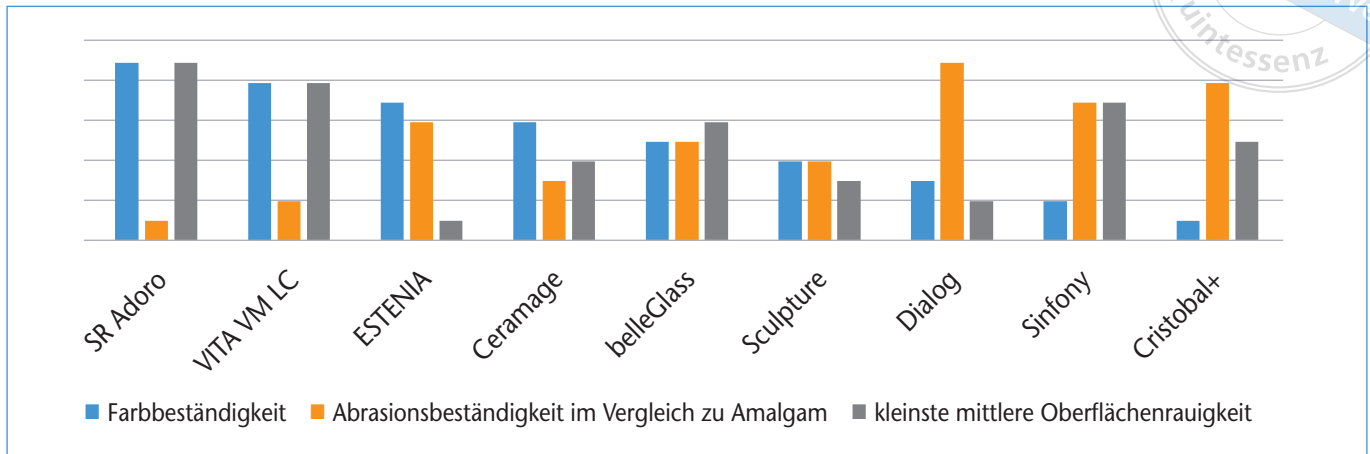
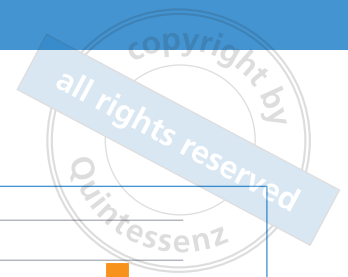


Abb. 14 Farbbeständigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Oberflächenrauigkeit im Vergleich zu Amalgam.<sup>50</sup>

Säckingen), ESTENIA von Kuraray Noritake (Tokio, Japan), Ceramage von Shofu (Kyoto, Japan), belleGlass von Kerr Lab (Orange, Kanada), Sculpture von Pentron (Orange, Kanada), dialog von Schütz-Dental (Rosbach vor der Höhe), Sinfony von 3M Espe (St. Paul, USA) und Cristobal+ von Degudent (Hanau). Die Produkte wurden vier Wochen lang in Zubereitungen aus Tee, Kaffee, Tabak, Rotwein, Methylenblau und destilliertem Wasser gelagert und sind hier nach absteigender mittlerer Farbdifferenz aufgezählt (Abb. 14).<sup>50</sup> Die Unterschiede zwischen den Produkten verschiedener Hersteller sind gering, allerdings offenbaren die Mikrofüllerkomposite etwas höhere Verfärbungswerte.<sup>50</sup> Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen auch Stawarczyk et al. 2011, die nach jeweils einem, sieben, 28, 90, 180 Tagen und anschließender erneuter Politur nach Lagerung in schwarzem Tee, Kaffee und Rotwein die Farbdifferenz evaluierten. Im Vergleich von GRADIA (GC Europe, Leuven, Belgien), Sinfony und VITA VM LC konnten sie letzterem die höchste und im Gegensatz zu den übrigen Produkten gleichzeitig eine klinisch nicht akzeptable Verfärbung nachweisen.<sup>63</sup> Dass die Einwirkzeit dennoch eine Rolle spielt und die Affinität der verschiedenen Komposite gegenüber den unterschiedlichen Verfärbern variiert, zeigten Kentrou et al. anhand von Messungen in wöchentlicher Taktung für vier Wochen nach Lagerung in Kaffee, Tee, Schokolade und destilliertem Wasser und stellten für Sinfony eine signifikant höhere Verfärbung als für die Vergleichsprodukte Signum (Kulzer, Hanau), GRADIA und ENAMEL PLUS HRi (Micerium, Avegno, Italien) fest.<sup>28</sup> Im Vergleich von CAD/CAM- und konventionell geschichteten Kompositversorgungen zeigten SR Adoro ( $\Delta E=7,1$ ) und Premise Indirect (Kerr,  $\Delta E = 11,4$ ) als Vertreter der konventionellen Laborkomposite geringere  $\Delta E$ -Werte als die CAD/CAM-Vertreter Paradigm MZ100 und Lava Ultimate (beide 3M Espe,  $\Delta E = 14,6$  bzw.  $14,8$ ) bei vierwöchiger Lagerung mit wöchentlicher Messung in schwarzem Tee, Kaffee und Rotwein.<sup>4</sup>

Abschließend lässt sich festhalten, dass die Farbstabilität von Keramik indikationsgleichen Kompositen überlegen ist<sup>62</sup>, sich der Abstand zwischen beiden jedoch verringert.<sup>61</sup> Um das Risiko zu minimieren, sollte auf eine Nachvergütung, beispielsweise mit Wärme,



**Abb. 15** Politur des Komposits mit einem Ziegenhaarbürstchen und Paste.



**Abb. 16** Endpolitur mit einem Wollschwabbel.

unter Schutzatmosphäre oder Druck, nicht verzichtet werden. Darüber hinaus ist die bestmögliche Politur anzustreben, empfohlen werden hierfür flexible Scheibensysteme wie SuperSnap (Shofu)<sup>61</sup>, um in der nachfolgenden Gebrauchsperiode deren Verlust so gering wie möglich zu halten (Abb. 15 und 16). Unerlässlich ist eine adäquate Reinigung möglichst mit hypoabrasiven Zahnpasten und Bürsten, auch eine regelmäßige professionelle Reinigung durch den Zahnarzt ist empfehlenswert.

### *Abrasionsbeständigkeit*

Abrasion ist ein Ausdruck für das Phänomen des Materialverlustes an der Oberfläche. Sie ist eine Art Verschleiß und wird bedingt durch Abrieb gegen andere Oberflächen, wie Antagonisten, oder durch das Zermahlen fester Nahrung. Sie wird dementsprechend in Zwei-Medien- und Drei-Medien-Abrasion unterteilt.<sup>27</sup> Dass es sich dabei jedoch nicht um einen isolierten Vorgang handelt, sondern auch chemische Einflüsse, wie beispielsweise die Oberflächenerweichung durch Abfallprodukte oraler Plaque, wie Propin- und Essigsäure, den Substanzverlust begünstigen, sollte nicht außer Acht gelassen werden.<sup>16</sup> Die Problematik darin besteht im Verlust der Anatomie und der vertikalen Höhe, was sich besonders bei großen Restaurationen negativ auswirkt. Deswegen stellt Abrasion nach wie vor einen limitierenden Faktor im klinischen Gebrauch dar.<sup>17</sup> Nachteilig ist auch der Verlust der Oberflächenintegrität; die Rauigkeit steigt und begünstigt die Plaqueakkumulation. Die Folgen für die Restauration sind unter anderem Verfärbungen, wie oben bereits ausführlich beschrieben.<sup>53</sup>

Bei den meisten Untersuchungen zur Abrasionsbeständigkeit handelt es sich um in-vitro-Studien, in denen Proben in Kausimulatoren artifiziellem Gebrauch unterzogen werden, um anschließend auf ihre Beständigkeit geprüft zu werden. Dabei sind die Ergebnisse jedoch abhängig vom verwendeten Kausimulator und Antagonistenmaterial, der Zyklenanzahl und dem Temperaturwechsel.<sup>21</sup> Daher besteht keine Korrelation zwischen den Ergebnissen verschiedener Kausimulatoren, und es wird empfohlen, Material in verschiedenen Geräten zu testen, um die Relevanz der Aussage über das klinische Leistungspotenzial



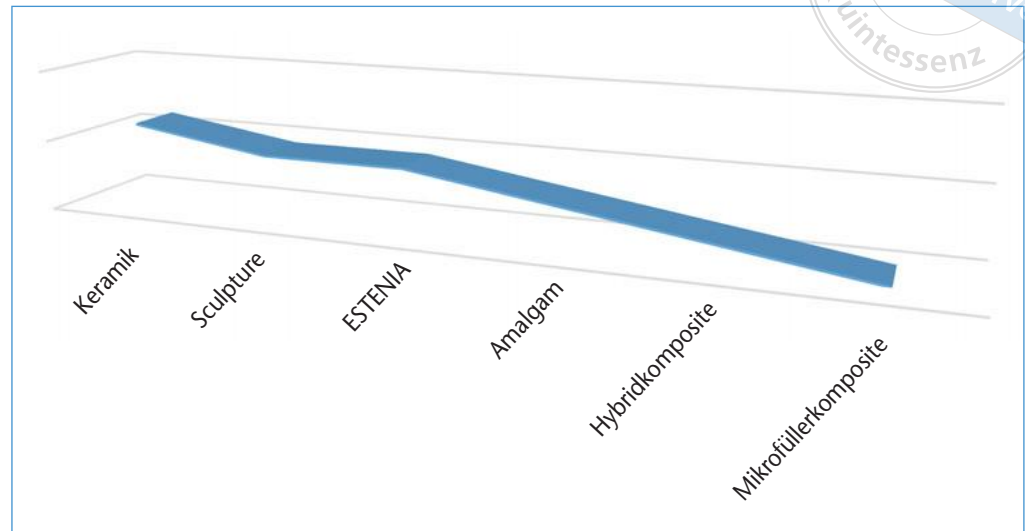
zu erhöhen.<sup>1</sup> Keine Kausimulation spiegelt jedoch die multifaktoriellen in-vivo-Umstände gänzlich wider.<sup>1</sup> Zur quantitativen Bestimmung von Oberflächenprofilen bedient sich die Materialforschung der Profilometrie.<sup>20</sup> Zur Verfügung stehen dabei mechanische Methoden, bei denen eine feine Nadel die Oberfläche abfährt und die Tasterauslenkung in elektronische Messsignale umgewandelt wird. Dabei kann eine grafische Darstellung angefertigt werden. Alternativ stehen optische Verfahren zur Verfügung, die mithilfe von Laser die Oberfläche abtasten und das Profil grafisch darstellen. Mit entsprechender Software lassen sich die Bilder überlagern und Differenzen ermitteln.

Bedingt wird der Verschleiß durch die Härte des Abrasionsmediums und die Beschaffenheit des Komposits.<sup>45</sup> Relevante Faktoren sind Größe, Menge, Form und Verteilung der Füller, die chemische Zusammensetzung, Silanisierung der Füller und die Einbindung der silanisierten Füller in die Matrix.<sup>13,25,49,51,64</sup> Bei einer höheren Konversionsrate ist die Abrasionsbeständigkeit höher als bei niedriger.<sup>13</sup>

Einige Studien beschreiben einen proportionalen Zusammenhang zwischen Füllstoffgehalt und Abrasionsbeständigkeit<sup>13,48</sup>, den andere jedoch nicht eindeutig erkennen<sup>1</sup>. Die Art der Füller scheint dabei eine Rolle zu spielen: Es wurden höhere Verschleißwerte für mikrogefüllte Komposite ermittelt.<sup>61</sup> Ebenfalls nicht eindeutig erwiesen ist die reziproke Korrelation zwischen Oberflächenhärte und Abrasionsbeständigkeit, es existieren kontroverse Aussagen.<sup>11</sup> Arens et al. sehen in der Vickershärte keine Aussage über den Verschleiß.<sup>2</sup> Eine höhere Beständigkeit scheint mit steigender mechanischer Festigkeit zu korrelieren.<sup>34,61</sup> Analog dazu wird dem Werkstoff Signum ein hoher Abrieb unter den getesteten Kompositen nachgewiesen, was trotz des hohen Fülleranteils von 74 % mit diesen Ergebnissen übereinstimmt.<sup>22,48</sup> Es sollte beachtet werden, dass Mikrofüllerkomposite eine niedrigere Biegefestigkeit als Feinsthybridkomposite aufweisen. Die Nachvergütung hat einen positiven Effekt auf das Abrasionsverhalten.<sup>65</sup>

Beim Vergleich der Abrasionsbeständigkeit verschiedener Kunststoffe mit Amalgam im gleichen 3-Median-Abrasionstest wurde gezeigt, dass keiner der getesteten Komposite Werte wie Amalgam erzielt. Dennoch wurden dialog und Cristobal+ (Degudent), die den niedrigsten bzw. zweitniedrigsten Substanzverlust aufwiesen, als vergleichbar beschrieben. Adoro und VITA VM LC imponierten mit den signifikant höchsten Abrasionswerten (Abb. 14).<sup>50</sup> Angeli untersuchte 2011 eine ähnliche Materialzusammenstellung mittels 3-Median-Abrasion und stellte fest, dass alle untersuchten Komposite Amalgam unterlegen waren. Adoro präsentierte dabei die geringste Abrasionsbeständigkeit, gefolgt von VITA VM, Ceramage, belleGlass, Cristobal, dialog und dialog DXS (Schütz-Dental).<sup>1</sup> Die letzten drei Materialien rangierten in einem Bereich vergleichbar mit Amalgam (Abb. 14).<sup>50</sup>

Staufenbiel, die abgesehen von den Feinstpartikelhybridkompositen ESTENIA (Kuraray Noritake) und Sculpture plus (Jeneric/Pentron) in ihren 3-Medien-Abrasionsuntersuchungen andere Produkte berücksichtigte, wies ESTENIA gefolgt von Sculpture den geringsten Wert nach. Dieser lag noch unter dem des Vergleichsmediums Amalgam. Die höchsten Verschleißwerte zeigten Signum (Mikrofüllerkomposit), gefolgt von Sinfony. Targis (Ivoclar Vivadent) und Solidex (Shofu) lagen über dem Wert von Amalgam (Abb. 14).<sup>50,61</sup> Die 1986 aufgestellte Reihenfolge der Abrasionsbeständigkeit dentaler Materialien mit Amalgam,



**Abb. 17** Abrasionsbeständigkeit verschiedener Restaurationsmaterialien im Vergleich.<sup>61</sup>

Hybridkompositen, Mikrofüllerkompositen und konventionellen Kompositen<sup>14</sup> wurde später in ESTENIA, Sculpture, Amalgam, Feinstpartikelhybridkomposite, Mikrofüllerkomposite überarbeitet (Abb. 17). Generell zeigen die genannten Studien einen Trend zur Verbesserung der Abrasionsbeständigkeit.

2011 wurden in einem 2-Medium-Abrasionsversuch Sinfony, GRADIA und VITA VM LC untersucht; letzteres Material zeigte die höchsten Abrasionswerte; Sinfony und GRADIA zeigen geringere Werte und ähnelten sich in ihrem Verhalten. Die Materialien wurden auch thermozyklischer Alterung unterzogen, was bei VITA VM LC zu einem signifikanten, bei Sinfony und GRADIA zu einem leichten Anstieg der Werte führte. Es konnte ein gutes Abrasionsverhalten der beiden Materialien analysiert werden.<sup>63</sup> In Bürstenabrasionsversuchen zeigten Targis, ESTENIA und Sculpture ebenfalls gute Abrasionsresistenz<sup>66</sup>, dennoch findet beim Vergleich von belleGlass NG, Sculpture Plus, GRADIA und Radica (Dentsply Sirona, Bensheim) ein Verlust des Oberflächenglanzes von rund 75 % statt und die Rauigkeit nimmt entsprechend der Reihenfolge zu.<sup>24</sup>

Klinisch konnte im Vergleich von Restaurationen mit ESTENIA und IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) nach einem Beobachtungszeitraum von drei Jahren eine statistisch ähnliche Überlebensrate gezeigt werden, allerdings auch eine erhöhte Abnahme der Oberflächenqualität bei den Kompositversorgungen.<sup>19</sup>

Aus den vorliegenden Forschungsergebnissen lässt sich ablesen, dass die Entwicklung von Verblendkunststoffen Fortschritte macht und der momentanen Benchmark der Keramik näherkommt. Zwar zeigen sich unter den erhältlichen Kompositen deutliche Leistungsunterschiede, manche imponieren jedoch auch durch zahnschmelzähnliche Werte und übertreffen damit Amalgam.<sup>63</sup> Interessant ist die Entwicklung sogenannter Hybridmaterialien, die ein keramisches Gerüst mit einer Polymermatrix kombinieren. Es konnte bei verschiedenen CAD/CAM-Werkstoffen die höchste Abrasionsbeständigkeit bei der Hybridkeramik VITA Enamic (Vita Zahnfabrik) nachgewiesen werden.<sup>62</sup>



Kein Kompositprodukt vereint alle mit Keramik vergleichbaren Charakteristika. Das bedeutet jedoch nicht, dass Kompositlösungen eine minderwertige Versorgungsvariante darstellen, sondern vielmehr eine Möglichkeit, entsprechenden Indikationen optimal gerecht zu werden. Die werkstoffbedingten Risiken der Verfärbung und geringere Abrasionsstabilität lassen sich durch eine akkurate Verarbeitung minimieren. Eine Nachvergütung sollte stets angestrebt werden, ebenso wie die optimale Politur und adäquate Pflege. Bei der Wahl des Komposits sollte darauf geachtet werden, dass die notwendigen Anforderungen an die Versorgung erfüllt werden, da es hier Unterschiede gibt. Unter der Voraussetzung der gewissenhaften Indikationsstellung, Auswahl und Verarbeitung, stellen Komposite eine gute Alternative dar.

Fazit



1. Angeli C. Werkstoffkundlicher Vergleich neu entwickelter Verblendkomposite. Dissertation. Jena: Friedrich-Schiller-Universität, 2011.
2. Arens B. In vitro Abrasion zahnärztlicher Füllungsmaterialien durch Pulverwasserstrahl und deren Auswertung mit Hilfe eines radioaktiven Tracers. Berlin: Freie Universität, 2008.
3. Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plümäkers B, Rink L, Wolfart S. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *J Clin Periodontol* 2016;43:173–179.
4. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, Mayoral JR. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent* 2014;42:831–838.
5. Asmussen E, Jørgensen KD. A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. *Acta Odontol Scand* 1972;30:3–21.
6. Asmussen E, Peutzfeld A. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. *Eur J Oral Sci* 1990;98:564–567.
7. Asmussen E, Peutzfeld A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Amsterdam: Elsevier, 1998.
8. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater* 1997;13:258–269.
9. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. Google Patents, 1962.
10. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963;66:57–64.
11. Brosh T, Ganor Y, Belov I, Pilo R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. *Dent Mater* 1999;15:174–179.
12. Ceci M, Viola M, Rattalino D, Beltrami R, Colombo M, Poggio C. Discoloration of different esthetic restorative materials: A spectrophotometric evaluation. *Eur J Dent* 2017;11:149.
13. Condon J, Ferracane J. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 1997;76:1405–1411.
14. DeGee A, Pallav P, Davidson C. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 1986;65:654–658.
15. El-Hejazi AA. Water sorption and solubility of hybrid and microfine resins-composite filling materials. *Saudi Dent J* 2001;13:139–142.
16. Engel A. Untersuchung von Verfärbungen von fünf lichthärtenden Verblendkunststoffen durch sieben im Alltag gebräuchliche, verfärbende Substanzen. Berlin: Freie Universität, 2003.
17. Ferracane J, Mitchem J, Condon J, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997;76:1508–1516.
18. Grdic S. Experimentelle Langzeituntersuchung zur Verfärbung von Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Polymerisationsdauer. Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, 2013.
19. Gresnigt MM, Kalk W, Ozcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers: up to 3-year follow-up. *J Adhes Dent* 2013;15:181–190.
20. Heintze S, 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.

Literatur

21. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24:433–449.
22. Ho CT, Vijayaraghavan T, Lee SY, Tsai A, Huang HM, Pan LC. Flexural behaviour of post-cured composites at oral-simulating temperatures. *J Oral Rehabil* 2001;28:658–667.
23. Ilie N, Kunzelmann K, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnarztl Z* 2005;60:321–334.
24. Jain V, Platt JA, Moore K, Spohr AM, Borges GA. Color stability, gloss, and surface roughness of indirect composite resins. *J Oral Sci* 2013;55:9–15.
25. Janda R. Verblendkompositen. *Werkstoffwissenschaftliche Aspekte. Quintessenz Zahntech* 2000;26:55–64.
26. Janda R, Roulet JF, Latta M, Kaminsky M. Effect of exponential polymerization on color stability of resin-based filling materials. *Dent Mater* 2007;23:696–704.
27. Kappert H, Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Stuttgart: Thieme, 2008.
28. Kentrou C, Papadopoulou T, Lagouvardos P. Color changes in staining solutions of four light-cured indirect resin composites. *Odontology* 2014;102:189–196.
29. Khokhar Z, Razzoog M, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int* 1991;22:733–737.
30. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent* 2009;101:388–394.
31. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung, Verfärbungslagerung und Reinigung. *Dtsch Zahnarztl Z* 2003;58:14–18.
32. Krämer A, Netuschil L, Simonis A. Plaqueanlagerung an verschiedenen Verblendkunststoffen – eine klinische Studie. *Dtsch Zahnarztl Z* 1990;45:482–484.
33. Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999;78:1469–1476.
34. Ludwig K. *Werkstoffkunde der Verblendkunststoffe*. Quintessenz Zahntech 1997;23:683–694.
35. Lutz F, Imfeld T, Mörmann W. Kompositen: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit. *Swiss Dent* 1981;2:19–24.
36. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:143–148.
37. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater* 2001;20:63–71.
38. Nakazawa M. Color stability of indirect composite materials polymerized with different polymerization systems. *J Oral Sci* 2009;51:267–273.
39. Øysæd H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 1986;20:261–271.
40. Patel M, Braden M, Davy K. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials* 1987;8:53–56.
41. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97–116.
42. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000;28:447–452.
43. Ragaim JC, Johnston WM. Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:41–48.
44. Rathmann F, Bomicke W, Rammelsberg P, Ohlmann B. Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study. *J Dent* 2017;64:68–72.
45. Riehle M, Simmchen E. *Grundlagen der Werkstofftechnik*. Berlin: Wiley-VCH, 2009.
46. Rüttermann S, Suyoun K, Raab WH-M, Janda R. Effect of exposure time on the color stability of resin-based restorative materials when polymerized with quartz-tungsten halogen and LED light. *Clin Oral Investig* 2010;14:599–605.
47. Rzanny A, Welker D. Bearbeitung moderner Verblend- und Füllungskomposite. *Teamwork Interdisziplinär J Proth Zahnheilkd* 2000;3:203–212.
48. Rzanny A, Gobel R, Welker D. Quasistatische Prüfungen an 21 Füllungs- und Verblendkompositen. *ZWR* 1995;104:698–703.
49. Rzanny A, Gobel R, Welker D. *Moderne Verblendkunststoffe – eine werkstoffkundliche Studie*. Quintessenz Zahntech 2003;29:58–73.



50. Rzanny A, Göbel R, Küpper C. Moderne Verblendkomposite – ein werkstoffkundlicher Vergleich. Dtsch Zahnarztl Z 2007;62:733–746.
51. Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D, Facht M. Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. Dtsch Zahnarztl Z 2003;58:533–537.
52. Rzanny A, Lengert M, Göbel R, Schmidt M, Küpper H. Dentale Werkstoffe und deren Verfärbungsneigung. ZWR 2015;124:514–520.
53. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. Dent Mater 2002;18:64–71.
54. Schulze K, Tinschert J, Marshall S, Marshall G. Der Einfluss der Alterung auf die Farbbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit von Kompositen. Dtsch Zahnarztl Z 2003;58:266–272.
55. Seher J, Viohl J. In-vitro-Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung. Dtsch Zahnarztl Z 1992;47:634–636.
56. Setz J, Engel E. In vivo color stability of resin-veneered telescopic dentures: a double blind pilot study. J Prosthet Dent 1997;77:486–491.
57. Setz J, Lin W, Pfeifer H. Farbbeständigkeit lichtpolymerisierender Komposite. Dtsch Zahnarztl Z 1990;45:668–678.
58. Söderholm K-J, Yang MC, Garcea I. Filler particle leachability of experimental dental composites. Eur J Oral Sci 2000;108:555–560.
59. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 1984;63:1248–1254.
60. Sorensen JA, Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. J Prosthet Dent 1987;58:133–139.
61. Staufenbiel A. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen marktgängiger und neu entwickelter Verblendkomposite. Jena: Friedrich-Schiller-Universität, 2005.
62. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. J Mech Behav Biomed Mater 2016;55:1–11.
63. Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. J Prosthet Dent 2011;106:386–398.
64. Suzuki S, Suzuki SH, Cox CF. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel. J Am Dent Assoc 1996;127:74–80.
65. Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. J Prosthet Dent 2002;88:431–436.
66. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. J Prosthet Dent 2000;84:93–97.
67. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence Int 1991;22:377–386.
68. Wendt SL, Leinfelder KF. The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. J Am Dent Assoc 1990;120:177–181.
69. Zenthöfer A. Direkte und indirekte Bestimmung der Zahnfarbe im Farbsystem VITA Classical A1-D4. Heidelberg: Ruprechts-Karl-Universität, 2013.



**ZA Benedikt Langwieder**

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Klinikum der Universität München  
Goethestraße 70  
80336 München  
E-Mail: b.langwieder@gmail.com

**Annette von Hajmasy**

Kaltenbacher Weg 13  
83355 Erlstätt

**PD Dr. Bogna Stawarczyk, MSc**

**Dr. Anja Liebermann**

(Adressen wie links)

*Summary*

The product range of veneering composites is large and subject to constant development. This article reviews current literature, in particular the aspects of discoloration tendency and abrasion resistance of modern veneering composites.