

# Zahnfarbene restaurative Materialien

## Spannende Zeitreise durch die geschichtliche Entwicklung moderner Werkstoffe

Ein Beitrag von Prof. Dr. Nicoleta Ilie,  
Prof. Dr. Reinhard Hickel,  
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk MSc,  
München

Der Beitrag gibt einen Überblick über die Entwicklung von zahnfarbenen restaurativen Materialien in den vergangenen Jahrzehnten. Dazu gehören kunststoffbasierte Komposite (plastische und CAD/CAM), Glasionomerezemente (GIZ) und ihre Modifikationen – die kunststoffmodifizierten GIZ (KM-GIZ), Kompomere und die Glascarbomere (GC) – sowie Keramiken, angefangen bei Verblendkeramiken über verstärkte Glaskeramiken bis hin zur Zirkonoxid-Keramik. Der Fokus wurde mit einer Beschreibung der Zusammenhänge zwischen Modifikationen der chemischen Zusammensetzung und resultierenden Effekten in den Materialeigenschaften auf die wichtigsten Meilensteine in der Entwicklung einzelner Materialkategorien gelegt.

## Auf der Suche nach Alternativen zum Amalgam

Bis einschließlich der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts waren Silikatzemente die einzigen verfügbaren ästhetischen Füllungsmaterialien für die Versorgung einer Kavität. Die ersten lichthärtenden Kunststoffe auf Polymethylmethacrylat (PMMA)-Basis wurden 1945 eingeführt. Parallel erfolgte die Entwicklung verschiedener Zemente als Restaurationsmaterialien. Die weitverbreiteten Zinkphosphatzemente wurden durch die Zinkpolycarboxylatzemente verbessert, indem die starke und pulpareizende Phosphorsäure durch die mildere Polyacrylsäure ersetzt wurde. Es folgten als weitere Entwicklung 1971 die Glasionomerezemente (GIZ). Kompositkunststoffe, wie wir sie heute kennen, wurden erst ab 1962 nach der Synthese neuer, komplexerer Monomere (Bowen-Formel) hergestellt. Zahlreiche Weiterentwicklungen erfolgten über die nächsten Jahrzehnte, getrieben vor allem von ästhetischen Ansprüchen und der Suche nach einem zuverlässigen und bezahlbaren Ersatzmaterial für Amalgam. Die schrittweise Einstellung der Verwendung von Amalgam als Restaurationsmaterial wird von der FDI, der WHO (World Health Organization) und der Minamata-Konvention unterstützt [1]. Kunststoffbasierte Komposite sowie verschiedene Glasionomerezemente und deren Modifikationen gelten derzeit als die wichtigsten Materialkategorien, die diese Funktion als direktes Füllungsmaterial übernehmen könnten [2].

Innerhalb der keramischen Werkstoffe wurde 1952 das erste Patent für die Verblendkeramik angemeldet. 1962 ist die erste Glaskeramik entwickelt worden, mit der erstmals ein Metallgerüst verblendet werden konnte. Da die Festigkeiten dieser Werkstoffe gering waren, wurden Versuche unternommen, die Glaskeramik mittels Ausbildung von Verstärkungskristallen zu stabilisieren. So wurden in den 1980er-Jahren leuzitverstärkte Glaskeramiken eingeführt, und 2003 wurde erstmals eine Lithiumdisilikat-Keramik entwickelt. Seit mehr als 20 Jahren ist Zirkonoxid-Keramik

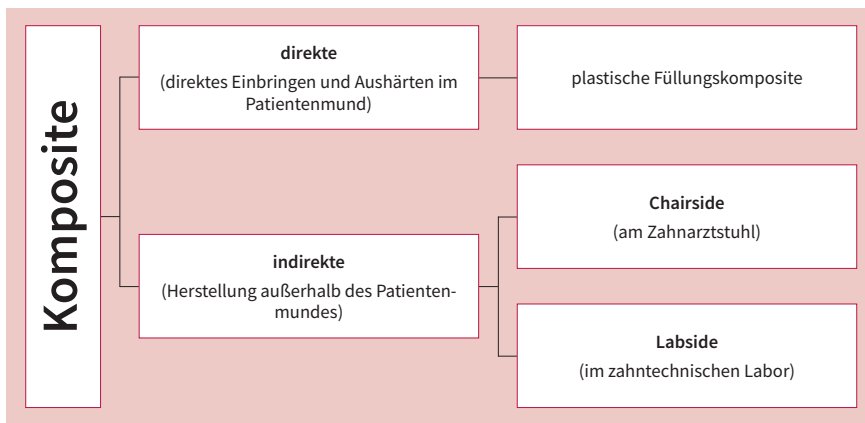


Abb. 1 Einteilung der Komposite anhand ihrer Applikation und Anwendung

mit hohen mechanischen Eigenschaften auf dem dentalen Markt verfügbar, die immer mehr hinsichtlich der ästhetischen Eigenschaften optimiert wird. Durch die computergesteuerte Bearbeitung der Werkstoffe gewinnen auch die CAD/CAM-Polymere immer mehr an Bedeutung. Beginnend bei provisorischen PMMA-basierten Materialien bis hin zu Kompositen für definitive Einzelzahnrestaurationen hielten sie Einzug in die Dentalwelt. 2006 wurde der erste Hochleistungskunststoff Polyetheretherketon in der Zahnmedizin vorgestellt. Die Weiterentwicklung und Optimierung dieser Werkstoffklasse ist heute noch nicht abgeschlossen.

### 1. Entwicklung der kunststoffbasierten Komposite

Kunststoffbasierte Komposite (meist abgekürzt als Komposite) stellen heute uneingeschränkt eine vor allem ästhetische Alternative zu Amalgam dar. Ihr Einsatz war durch die Einführung der Säure-Ätz-Technik durch Buonocore 1955 sowie die Erfindung neuer Methacrylatmonomere durch Bowen möglich. Sie werden heute als direkte (plastische) Füllungskomposite oder indirekte Restaurationsmaterialien (Verblendkomposite, vopolymerisierte Verblendschalen, CAD/CAM-Materialien) angeboten (Abb. 1) und erfahren eine kontinuierliche Entwicklung, die zu einer stetigen Erweiterung der Indikationen führt.

#### a. Plastische Füllungskomposite

Die Herstellung moderner, kunststoffbasierter Komposite in der Zahnmedizin wurde erst 1962 nach der Synthese des Bisphenyl-A-Glycidyl-Methacrylats (Bis-GMA) von

Bowen möglich. Die davor verwendeten Komposite basierten auf dem seit 1945 eingesetzten Polymethylmethacrylat (PMMA), das inerte Füllkörper wie Glas, Talkum oder unlösliche Salze als Verstärkungspartikel enthielt. Es folgten zahlreiche Verbesserungen, die sowohl die organische Matrix als auch das Füllkörpersystem einschloss. Darüber hinaus entstanden neue Materialkategorien durch Veränderungen der Fließfähigkeit (fließfähige und stopfbare Komposite), Transluzenz und Polymerisationsmechanismen (Bulk-Fill-Komposite) sowie Befestigungsmechanismen (selbstadhäsive Komposite). **Tabelle 1** fasst die wichtigsten Meilensteine in der Entwicklung der Komposite zusammen.

#### Entwicklung der organischen Matrix

Die organische Matrix dentaler Komposite besteht meist aus Bis-GMA und den

Jahr	Entwicklung
1950er	gläsergefülltes PMMA
1960er	Bis-GMA ersetzt PMMA
Anfang/Mitte der 70er	UV-Polymerisation
späte 70er	Lichtpolymerisation (sichtbares Licht) ersetzt UV-Polymerisation
späte 70er	andere Methacrylatmonomere werden Bis-GMA beigemischt
späte 70er	makrogefüllte Komposite treten neben mikrogefüllten Kompositen auf
frühe 80er	Übergang von makrogefüllten zu Hybrid-Kompositen
Mitte der 80er	direkt -> indirekt
späte 80er	hybrid -> Feinpartikel
Mitte der 90er	neue Kompositkategorien, wie fließfähige oder stopfbare Komposite
1993	Kompomere = Hybrid aus Komposite + GIZ
Mitte der 90er	Feinpartikel -> Mikrohybrid
1998	neue Matrixzusammensetzung: Ormocere
~ 2000	mikrogefüllt -> nanogefüllt, Nanohybrid
Mitte der 2000er	niedrig schrumpfende Zusammensetzungen
2003	Bulk-Fill-Komposite: Markteinführung (QuiXfil)
2009	erste fließfähige Bulk-Fill-Komposite
~ 2010	selbstadhäsive Restaurationsmaterialien
2019	Komposite für eine schnelle (3 s) Polymerisation

Tab. 1 Meilensteine in der Entwicklung der Komposite

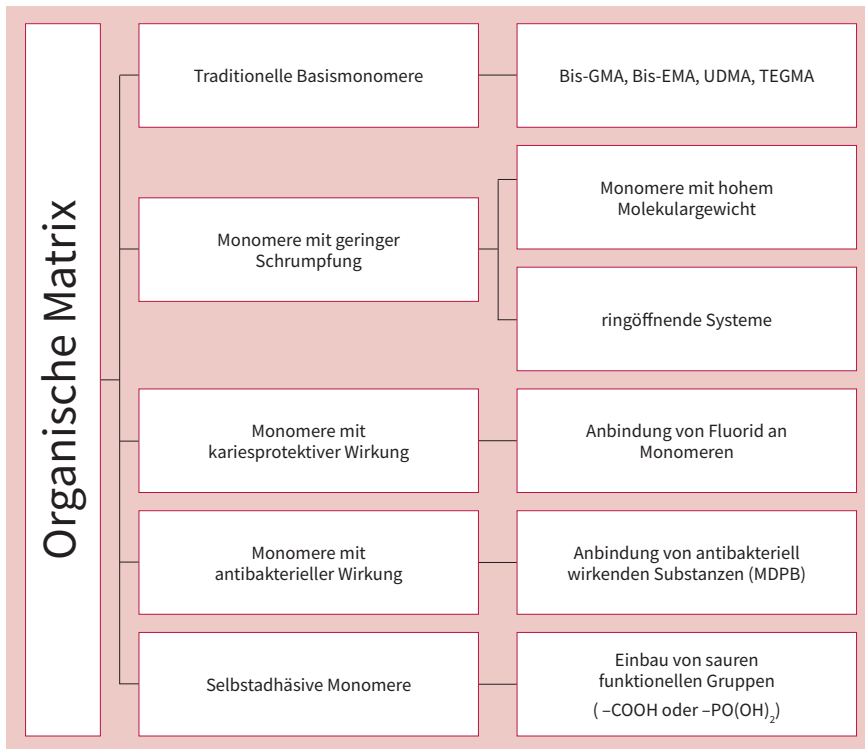


Abb. 2 Entwicklung der organischen Matrix

notwendigen Verdünnungsmitteln wie Triethylglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Diethylglycoldimethacrylat (DEGMA), gelegentlich auch aus den 1974 von Foster und Walker entwickelten Urethandimethacrylaten (UDMA). Die Abwesenheit des Phenolrings in der Monomerkette des UDMA führt zu einer höheren Flexibilität und Zähigkeit im Vergleich zu Bis-GMA [3]. In Comonomer-Mischungen von Bis-GMA und UDMA bewirkt Bis-GMA eine erhöhte Reaktivität und UDMA eine höhere Konversionsrate. Darüber hinaus wurden modifizierte Bowen-Kunststoffe (Bisphenol-A-ethoxydimethacrylat, Bis-EMA oder EBPDMA) mit niedrigerer Viskosität entwickelt. Durch die Entfernung der OH-Gruppen im Bis-GMA Molekül wurde damit nicht nur die Viskosität gesenkt, sondern auch der hydrophile Charakter des ausgehärteten Kunststoffs reduziert. Die oben aufgezählten Monomere werden heute als traditionelle Basismonomere bezeichnet.

Neben den beschriebenen traditionellen Basismonomeren enthalten moderne Komposite auch Monomere, die spezielle Funktionen erfüllen, zum Beispiel eine Re-

duktion der Polymerisationsschrumpfung oder eine antibakterielle beziehungsweise antikariogene Wirkung. Weiterentwicklungen beinhalten auch die Funktionalisierung der Monomere zwecks Selbstadhäsion an der Zahnhartsubstanz (Abb. 2).

Die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung wurde im Wesentlichen durch die Verwendung von Monomeren mit hohem Molekulargewicht bei gleichzeitig reduzierter Konzentration von initialen Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen erreicht [4, 5]. Dafür wurden sowohl die traditionellen Basismonomere entsprechend modifiziert [6, 7] als auch neue Monomere synthetisiert. Zu den wichtigsten Modifikationen traditioneller Basismonomere zählen die bereits in modernen Nano-Hybrid-Kompositen eingeführten Monomere TCD-Urethan (Tricyclodecan-Urethan-Dimethacrylat [8], Dupont Monomer (Komposite Calore, GC) oder aber auch die Ormocere (organically modified ceramic) [9]. Die dimersäurebasierten Dimethacrylate (DADMA, Septodont), die aus dimerisierten Omega-3-Fettsäuren abgeleitet werden [4], reihen

sich in die Serie der neu synthetisierten Monomere ein. Auch die Verwendung von ringöffnenden Systemen [10–12] dient dem Zweck einer Reduktion der Polymerisationsschrumpfung. Die in den späten 70er-Jahren entwickelten ringöffnenden Systeme [10, 11] basierten auf Spiroorthocarbonaten (SOC), die eine Volumenexpansion von bis zu 17 Vol.-% und eine gute chemische Kompatibilität mit Bis-GMA vorwiesen. Die Idee einer Kompensation der Schrumpfung durch Ringöffnung wurde mit der Entwicklung der Silorane in den 90er-Jahren erneut aufgegriffen. Diese stellen eine Kombination von Siloxan und Oxiran dar [12].

Bemühungen, eine antikariogene Wirkung durch die organische Matrix zu erzielen, beinhalteten die Anbindung von Fluorid an Methacrylmonomere [13]. Antibakterielle Eigenschaften wurden durch die Anbindung von antibakteriell wirkenden Substanzen (MDPB: Methacrylyloxydodecylpyridinbromid) in der Polymermatrix bewirkt [14, 15].

Des Weiteren wurden selbstadhäsive Monomere durch den Einbau von sauren funktionellen Gruppen ( $-COOH$  oder  $-PO(OH)_2$ ) in die Monomerstruktur erstellt, was die Applikation eines Adhäsivs überflüssig machen soll [16].

#### Entwicklung der Füllstoffe

Füllstoffe bestimmen wesentlich die mechanischen Eigenschaften der Komposite. Deren Einsatz ermöglicht die Optimierung von Verschleiß, Transluzenz, Opaleszenz, Röntgenopazität sowie intrinsischer Oberflächenrauheit und damit der Polierbarkeit. Neben dem Füllkörpergehalt spielen Form (Partikel, Fasern, Whiskern), Größe (Abb. 3) und Verteilung (uni- bis multimodal) der Einzelpartikel eine entscheidende Rolle. Bei einem gegebenen Füllkörpergehalt werden im Allgemeinen durch die Erhöhung der Füllkörpergröße die Festigkeit, der E-Modul und die Zähigkeit verbessert – während Polierbarkeit, Ästhetik und Abrasion nachteilig beeinflusst werden. Darüber hinaus führen kugelförmige Partikel sowie eine multimodale Größenverteilung der Partikel zu überlegeneren mechanischen Eigenschaften. Neben der

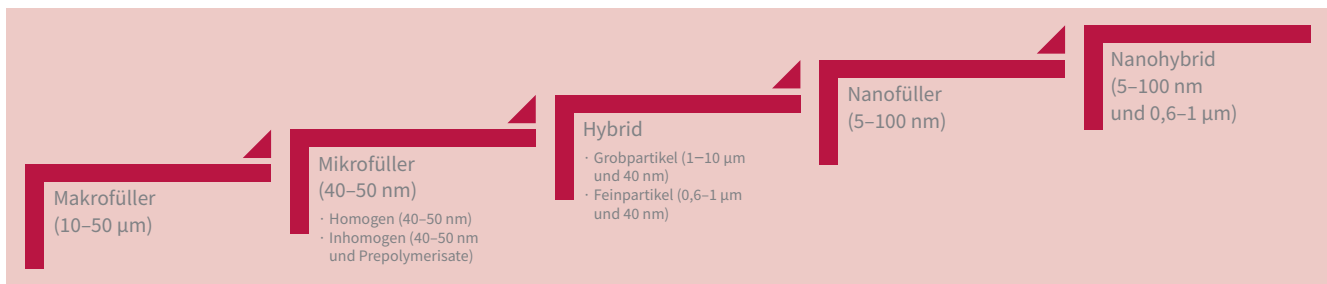


Abb. 3 Chronologische Entwicklung der Komposite anhand der Änderungen der Füllkörper nach Ferracane [3]

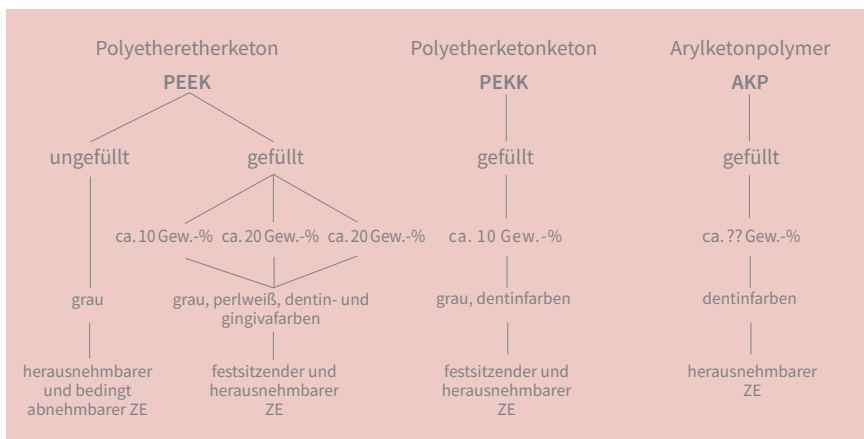


Abb. 4 Einteilung der Polyaryletherketon-Materialien (PAEK)

unterschiedlichen Dotierungen mit Titanoxid (10–30 Gew.%). Ungefülltes PEEK ist für herausnehmbaren und gefülltes auch für festsitzenden Zahnersatz zugelassen. 2011 hat die Firma Cendres+Métaux das Material Polyetherketonketon (PEKK, Pekkton ivory) vorgestellt, welches 2013 für festsitzenden Zahnersatz zugelassen wurde. Im Jahr 2017 wurde ein weiterer Thermoplast (Aryletherpolymer, AKP, Solvay) für die CAD/CAM-Bearbeitung für herausnehmbare Prothetik unter dem Namen Ultaire AKP vorgestellt. Heute gibt es zahlreiche Polyaryletherketon (PAEK)-Anbieter auf dem Markt [17].

Verbesserung der Ästhetik und der Handhabungseigenschaften werden Füllkörper auch zur Steuerung der Polymerisations-schrumpfung und -spannung eingesetzt. Poröse, nicht silanisierte oder prepolymerisierte Füllkörper dienen im Lauf der Evolution der Komposite diesem Zweck. Sie können des Weiteren funktionalisiert werden, um eine antikariogene (fluoridhaltige Füllkörper wie Ytterbiumtrifluorid,  $\text{YbF}_3$ ), antibakterielle (Ag) oder remineralisierbare (amorphe Calciumphosphat-Basis, Hydroxylapatit) Wirkung zu erzielen.

Abbildung 3 stellt die chronologische Entwicklung der Komposite dar, die überwiegend durch die Größe der Füllkörper bestimmt ist. Die ersten Komposite wiesen Füllkörper von circa 100 µm auf, während die Füllkörper in modernen Hybrid- (wenige µm) und Nano-Kompositen (< 100 nm) stark verkleinert sind.

**b. CAD/CAM Polymere**

Angefangen bei PMMA-basierten monochromen Werkstoffen sind CAD/CAM-Polymere seit circa 15 Jahren auf dem

dentalen Markt (Abb. 4). Die Herstellung dieser PMMA-Rohlinge kam aus der Prothesenzahnindustrie. Im Jahr 2006 wurden die ersten vorgeschichteten und -geformten Zahnrohlinge (Artegral ImCrown) für Oberkieferfront-Einzelzahnkronen vorgestellt. Andere Hersteller kamen kurz darauf mit Multilayer-PMMA-Rohlingen, die für bis zu dreigliedrige provisorische Brücken indiziert sind. 2010 wurde das erste, fast bis zu 80 Gew.-% gefüllte CAD/CAM-Komposit (Lava Ultimate) für Einzelzahnrestorationen vorgestellt. Kurz darauf folgten andere Hersteller mit weiteren CAD/CAM-Kompositen. 2013 wurde ein CAD/CAM-Block mit Netzwerkstrukturen aus Keramik, infiltriert mit Polymer (Vita Enamic), vorgestellt. Dieser Werkstoff sowie die Komposite sind für permanente Einzelzahnkronen freigegeben.

1978 wurde Polyetheretherketon (PEEK) entwickelt, das seit 1998 kommerziell verfügbar ist. In der Zahnmedizin ist das Material seit 2006 zum Verpressen und seit 2011 als CAD/CAM-Rohling erhältlich. Mittlerweile gibt es diesen Werkstoff in

**2. Entwicklung der Glasionomerezemente (GIZ)**

Glasionomerezemente (GIZ) wurden erstmals 1971 von Wilson und Kent beschrieben und stellten zu diesem Zeitpunkt lediglich eine Erweiterung der Zinkpolycarboxylat-Zemente dar, die in den 60er-Jahren zur Verfügung standen. Die Zinkpolycarboxylat-Zemente waren eine Weiterentwicklung der Zinkphosphat-Zemente durch Ersetzen der Phosphorsäure durch Polyacrylsäure. Die GIZ wurden nach ihrer Einführung als ein möglicher Ersatz für die Silikatzemente angesehen, die damals bereits seit über 80 Jahren im Einsatz waren. Ihre Hauptanwendung beschränkte sich zunächst auf die Restauration von zervikalen Läsionen sowie die Befestigung von Kronen und Brücken. Das Anwendungsspektrum der GIZ erweiterte sich stetig, da die chemische Zusammensetzung der GIZ-Komponenten Spielraum für Veränderungen bietet, was zu unterschiedlichen Materialien führte. So werden sie heute nicht nur als Füllungsmaterialien

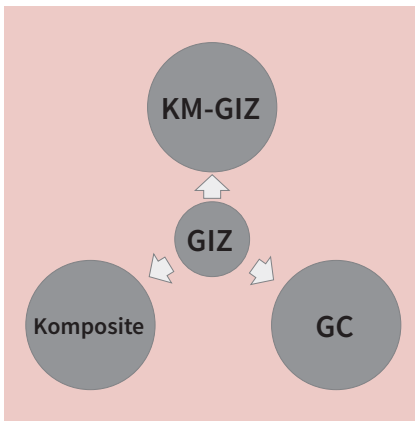


Abb. 5 Glasionomerzemente (GIZ) und deren Modifikationen: kunststoffmodifizierte GIZ (KM-GIZ), Kompomere und Glascarbomere (GC)

zum Zahnerhalt, sondern auch in der Endodontie, pädiatrischen Zahnheilkunde oder der Kieferorthopädie eingesetzt. Die Hauptmerkmale der GIZ sind ihre hervorragende Biokompatibilität, Bioaktivität, langfristige Fluoridfreisetzung sowie die Fähigkeit, auch an leicht feuchtem Schmelz und Dentin anzuhafte, ohne dass ein Adhäsiv notwendig ist. Ferner können GIZ in Einschichttechnik selbst in tiefe Kavitäten eingebracht werden. Die Anfälligkeit für Wasseraufnahme und -verlust insbesondere in der initialen Aushärtereaktion und der spröde Materialcharakter sind die Hauptnachteile, die eine Anwendung von GIZ für permanente Seitenzahnrestaurationen in vielen Ländern bremsen (18).

Diesen Nachteilen wurde zuerst durch Modifikationen der Zusammensetzungen gegengesteuert, was neben den konventionellen GIZ zur Einführung der metallverstärkten GIZ, auch Cermet genannt, führte (McLean & Gasser 1985). Dabei werden Metallpartikel wie Ag oder Au in die Glasphase eingesintert. Letztere wurden primär im Rahmen der A.R.T.-Behandlung (Atraumatic Restorative Treatment) für die „Dritte Welt“ entwickelt. Hochviskose GIZ werden heute als Restaurationsmaterialien für den Seitenzahnbereich angesehen, wobei Art und Größe der Kavität berücksichtigt werden müssen. Moderne GIZ versprechen eine vereinfachte Anwendung, in der die Konditionierung der Kavität wegfällt. Für Klasse-II-Kavitäten ist die Datenlage jedoch zu heterogen.

Durch Modifikationen der GIZ entstanden neue Materialklassen, wie die kunststoffmodifizierte GIZ (KM-GIZ), die Glascarbomere (GC) und die Kompomere (Abb. 5). Diese müssen als Materialklasse klar von GIZ getrennt werden und sind durch individuelle Eigenschaften und Aushärtemechanismen gekennzeichnet. KM-GIZ enthalten zusätzlich zu den Bestandteilen der GIZ noch hydrophile Methacrylatmonomere. Die physikalischen Eigenschaften der KM-GIZ sind als gut einzustufen und mit denen herkömmlicher GIZ vergleichbar, allerdings wird die Biokompatibilität durch die Zugabe von Methacrylatmonomeren beeinträchtigt. Sie binden durch einen dualen Mechanismus ab (radikalische Polymerisation und Säure-Base-Reaktion) und müssen belichtet werden. Somit sind sie für Anwendungen wie die A.R.T.-Behandlung ungeeignet.

Der Versuch, die Bioaktivität der GIZ zu steigern, führte zur Entstehung der Glascarbomere (GC). Dies wurde vorwiegend durch Zusätze von Hydroxyl- und Fluor-Apatit bewerkstelligt. Zusätze von Silikonöl (Polydimethylsiloxan) verbessern die Verarbeitung. Die restlichen Bestandteile der GC sind mit denen der GIZ identisch. Die Eigenschaften der GC sind bislang denen moderner konventioneller GIZ unterlegen. Langzeitstudien zu ihrem klinischen Verhalten fehlen.

Kompomere sind Hybride aus Kompositkunststoffen und den klassischen Glasionomerzementen. Die einzige gemeinsame Komponente zu GIZ ist das reaktive Glas. Sie enthalten kein Wasser; die Polycarbonsäure der GIZ wurde durch sauer reagierende Methacrylatpolymere ersetzt. Zudem bestehen sie aus den Methylmethacrylatmonomeren der Komposite und müssen belichtet werden. Kompomere sind aufgrund ihrer hohen mechanischen Festigkeit und Ästhetik sowie der Applikationstechnik den Kompositmaterialien ähnlich. Das erste Kompomermaterial wurde im Jahr 1993 auf dem Markt eingeführt (Dyract, Dentsply DeTrey). Zahlreiche klinische Studien mit positiven Ergebnissen liegen vor.

### 3. Entwicklung der Keramiken

In den Anfängen der zahnfarbenen keramischen Werkstoffe wurde unverstärkte Glaskeramik auf Feldspatbasis zum Verblenden von metallischen Gerüsten verwendet. Um die Glaskeramik für monolithische Restaurationen einsetzen zu können, wurden diese durch das Einbringen von kleinen kristallinen Partikeln in die Glasmatrix, zum Beispiel Leuzitkristallen, verstärkt. So wurden die Risse, die sich durch die Glasanteile relativ leicht fortbewegen können, an den Verstärkungskristallen gestoppt oder umgeleitet, sodass die Bruchzähigkeit und somit die Überlebensraten gestiegen sind. Die Festigkeiten sind im Vergleich zu traditionellen Glaskeramiken auf Feldspatbasis circa 50 Prozent höher und liegen bei 120 bis 140 MPa. Zu den ersten Leuzitkeramiken für monolithische Restaurationen zählt die IPS-Empress-Keramik [19].

In den achtziger Jahren steigerte John McLean die Festigkeit der Feldspatkeramik, indem er Aluminiumoxid-Partikel in die Glasmatrix einlagerte. Da diese Keramik (Vitadur N) recht opak war, eignete sie sich nur als Gerüstmaterial, das mit weiteren speziellen Keramikmassen verblendet werden musste. In weiteren Entwicklungsschritten wurde versucht, die Festigkeit durch Steigerung des Aluminiumoxidgehalts weiter zu erhöhen. Es wurde die Infiltrationskeramik In-Ceram entwickelt, bei der das Aluminiumoxidpulver als wässriger Schlicker auf das Gipsmodell aufgetragen, dann bei 1100 °C vorgesintert und anschließend bei 1120 °C mit dentinfarbenem Glas infiltriert wurde. Die Biegefestigkeit im Vergleich zu herkömmlichen Glaskeramiken war um das Drei- bis Vierfache gestiegen. Im nächsten Schritt wurden die In-Ceram-Produkte wie Spinell, Alumina und Zirconia als CAD/CAM-Blöcke vorgestellt. Nach dem Fräsen der Gerüste müssen sie mit Glas infiltriert werden. Da die Herstellungsschritte dieser Keramiken sehr aufwendig und die mechanischen Eigenschaften den Oxidkeramiken unterlegen sind, haben sich diese Werkstoffe nicht durchgesetzt und verlieren immer mehr an Bedeutung.

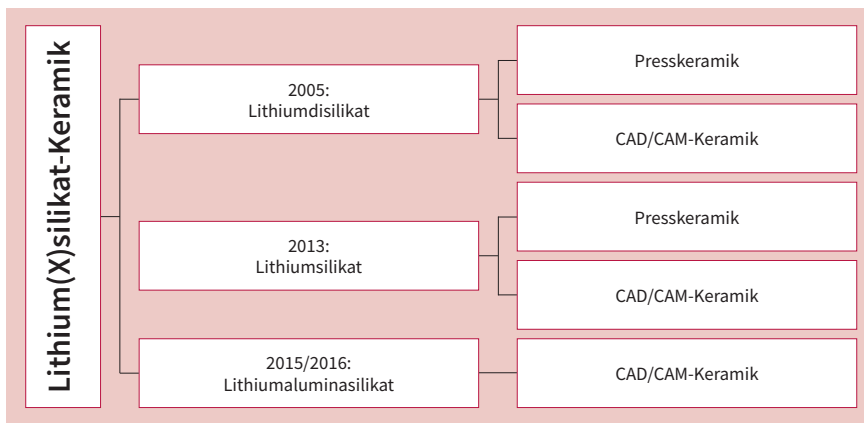


Abb. 6 Einteilung der Lithium(X)silikat-Keramiken

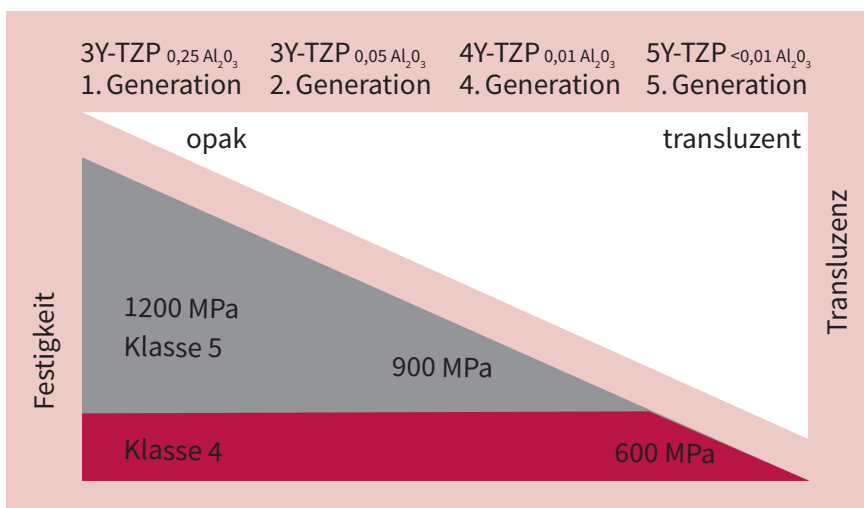


Abb. 7 Einteilung der Zirkonoxid-Generationen

Die modernen Lithium(X)silikat-Keramiken (Abb. 6) zählen zu den verstärkten Glaskeramiken mit Festigkeitswerten um die 200 bis 400 MPa. Bei ihnen werden in der Glasmatrix Lithiumoxid-Kristalle erzeugt. Der Vorreiter ist die Lithiumdisilikat-Keramik mit dem Produktnamen IPS e.max, die seit 2005 auf dem Markt ist. Das molare Verhältnis zwischen  $\text{LiO}_2$  und  $\text{SiO}_2$  in der Glasmatrix führt zu der Entstehung von Lithiumsilikat-beziehungsweise Lithiumdisilikat-Kristallen. Seit 2013 sind weitere Lithiumsilikat-Keramiken, zum Beispiel Rosetta, sowie die zirkonoxid-verstärkten Varianten Vita Suprinity und Celtra und eine germaniumoxidhaltige Keramik Obsidia erhältlich. Diese Keramiken können verpresst sowie in einem nicht voll auskristallisierten Zustand geschliffen werden – ein Kristallisationsbrand ist an-

schließend noch notwendig. Die Keramik Celtra Duo kann bereits direkt nach dem Schleifen adhäsiv eingesetzt werden. Durch einen zusätzlichen Kristallisationsbrand steigt jedoch die Festigkeit dieser Keramik. In den Jahren 2015/16 wurde die CAD/CAM-Lithiumaluminasilikat-Keramik (N!ce) vorgestellt. Bei ihr findet eine Co-Kristallisation zwischen Lithiumdisilikat und Lithiumaluminosilikat statt. Diese Keramik wird direkt nach dem Schleifen ohne zusätzlichen Kristallisationsbrand eingesetzt und muss dementsprechend gut an der Oberfläche poliert werden [20].

Vor mehr als 20 Jahren wurden Oxidkeramiken für dentale Anwendungen entwickelt. Aluminiumoxid-Keramik war der Vorreiter. Diese besitzt hohe Härte, Festigkeit und zeigt sehr gute Langzeitsta-

bilität – weist allerdings einen sehr opaken Charakter auf. Da Zirkonoxid-Keramik eine noch höhere Festigkeit bietet, löste sie die Aluminiumoxid-Keramik ab. Allerdings wird das Aluminiumoxid der Zirkonoxid-Keramik (kurz Zirkonoxid) zudotiert, um die Langzeitstabilität dieses Werkstoffs zu gewährleisten. Die Entwicklung schreitet beim Zirkonoxid in Bezug auf die optischen Eigenschaften ständig voran (Abb. 7). Die Festigkeiten der ersten Generation von Zirkonoxid liegen bei circa 1200 MPa. Das Material ist sehr opak und kann somit nur als Gerüstmaterial verwendet werden. Im Jahr 2012/13 wurde eine zweite Generation von Zirkonoxid vorgestellt. Dabei wurden die Anzahl und die Korngröße der Aluminiumoxid-Körner ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) reduziert und auf die Korngrenzen von Zirkonoxid umplatziert. Hierdurch wurde eine höhere Transluzenz des Materials erreicht. Da die zweite Generation der Zirkonoxide der Transluzenz von Glaskeramiken immer noch weit unterlegen war, wurde der Wunsch nach einem noch transluzenteren Zirkonoxid geäußert. Bei der ersten und zweiten Generation von Zirkonoxid handelt es sich um 3Y-TZP Materialien, die 3 mol% Yttriumoxid enthalten, in der tetragonalen Phase metastabil und somit teilstabilisiert sind.

2015 wurde die dritte Generation von Zirkonoxid vorgestellt. Dieses Zirkonoxid enthält zusätzlich einen Anteil der kubischen Phase von bis zu 53 Prozent und ist vollstabilisiert. Daher spricht man von einem Zirkonoxid mit einem kubisch-tetragonalen Mischgefüge. Die kubischen Anteile wurden durch eine Zudotierung von 5 mol% von Yttriumoxid erreicht. Die kubischen Kristalle zeigen ein größeres Volumen im Vergleich zu den tetragonalen. Somit streut das Licht an den Korngrenzen und den Restporositäten weniger stark und bewirkt eine höhere Transluzenz des Materials. Des Weiteren sind die kubischen Kristallstrukturen isotroper als die tetragonalen, sodass das einfallende Licht gleichmäßiger in alle Raumrichtungen abgestrahlt wird. Diese Eigenschaft beeinflusst die Transluzenz signifikant. Die Transluzenz nahm zwar zu, aber die Festigkeit signifikant ab.

Somit wurde 2017 die vierte Generation von Zirkonoxid vorgestellt. Hier wurden die kubischen Anteile gesenkt und die tetragonalen wieder erhöht. Auch hier spricht man von einem vollstabilisierten Zirkonoxid mit einem kubisch-tetragonalen Mischgefüge. Die kubischen Anteile wurden im Vergleich zur ersten und zweiten Generation wiederum durch eine höhere Zudosierung von 4 mol% Yttriumoxid erreicht. Gegenüber der dritten Generation ist der Yttriumoxid Anteil jedoch reduziert. Die Anzahl der Grenzflächen für das durchtretende Licht ist höher, das Licht streut zudem an den Korngrenzen und der Restporosität stärker als bei der dritten Generation. Dies bewirkt zwar eine etwas geringere Transluzenz, geht aber mit besseren mechanischen Eigenschaften einher. 2017 wurde ebenfalls eine weitere Modifikation der dritten Generation (5Y-TZP) vorgestellt. Hier wurden die fluoreszierende Partikel direkt in den

Zirkonoxid-Rohling (Lava Esthetic) eingearbeitet. Dadurch entfällt die Verwendung von fluoreszierenden Glasuren. Darüber hinaus existieren auch „Mischprodukte“, die in einer CAD/CAM-Ronde die zweite und die dritte beziehungsweise vierte Generation in verschiedenen Schichten vereinen und damit einer Schichtung des natürlichen Zahns näherkommen [21, 22]. Der Entwicklungstrend bei Zirkonoxid geht heute immer mehr Richtung ästhetische Eigenschaften.

Weiterhin liegt derzeit auch viel Aufmerksamkeit auf dem Sinterprozess selbst. Das traditionelle Sintern von Zirkonoxid liegt bei circa sieben Stunden. Mehrere Hersteller bieten die Möglichkeit des Speed-Sinterns an, was die Zeit auf unter vier Stunden verkürzt. Eine weitere Möglichkeit – das Highspeed-Sintern mit circa 15 Minuten – erfolgt in Abhängigkeit von Größe und Gewicht der Restauration.

Die Veränderung der Sinterparameter wirkt sich ebenfalls auf die mechanischen und optischen Eigenschaften von Zirkonoxid aus.

Korrespondenzadresse:  
Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie  
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinikum der Universität München,  
LMU München  
Goethestraße 70, 80336 München  
nilie@dent.med.uni-muenchen.de

Literatur bei den Verfassern



60. Bayerischer Zahnärztetag  
München, 17. bis 19. Oktober 2019

Anzeige

# WIR matchen SIE

und finden Ihre Mitarbeiter - Assistenten, (Fach-) Zahnärzte,  
Allrounder oder Spezialisten (m|w|d)

**Bewerber-Check für Ihren Standort.  
Jetzt **kostenlos** testen:**

► [www.bewerbercheck.dzas.de](http://www.bewerbercheck.dzas.de) ◀

Die Matchingplattform für Zahnärzte

Deutscher Zahnarzt Service • Tel. (0) 521 / 911 730 45



powered by  
 teamwork  
media

Über **6.500**  
registrierte  
Bewerber