

Werkstoffkundliche Unterschiede zwischen keramischen und polymerbasierten Dentalmaterialien sowie deren klinische Relevanz

Die kontinuierliche Weiterentwicklung dentaler Werkstoffe hat zu einer zunehmenden Integration polymerbasierter Materialien in die restaurative Zahnmedizin geführt. Insbesondere hochgefüllte Komposite, CAD/CAM-Resine und polymerinfiltrierte keramische Netzwerke (PICN) werden heute in verschiedenen prothetischen Indikationsbereichen eingesetzt. Dennoch zeigen aktuelle wissenschaftliche Erkenntnisse, dass diese Materialien keine gleichwertige Alternative zu klassischen Hochleistungskeramiken wie Silikatkeramik oder Zirkonoxid darstellen. Der Hauptgrund hierfür liegt in den fundamentalen Unterschieden der chemischen Bindungsstruktur sowie der daraus resultierenden mechanischen Langzeitstabilität [1].

Dentalkeramiken

Dentalkeramiken für festsitzende Versorgungen wie Zirkonoxid (ZrO_2) und lithiumbasierte Silikatkeramik zeichnen sich durch hochgeordnete, kristalline Gitterstrukturen aus. Neben Silikatkeramik ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) enthalten moderne Silikatkeramik häufig zusätzliche kristalline Phasen wie Lithiumphosphat (Li_3PO_4), die zur Stabilisierung der Mikrostruktur beitragen und die mechanischen Eigenschaften positiv beeinflussen [4]. Die atomaren Bindungen innerhalb dieser Materialien bestehen aus einer Kombination ionischer Wechselwirkungen zwischen Metallkationen und Sauerstoffanionen sowie stark gerichteter kovalenter Bindungen innerhalb der Silikat- oder Phosphatnetzwerke. Diese dreidimensional

durchgehenden Primärbindungen ermöglichen eine effiziente Lastübertragung über das gesamte Materialvolumen und führen zu hoher Festigkeit, ausgeprägter Härte und Verschleißresistenz. Darüber hinaus weisen diese Materialien eine hohe chemische Stabilität sowie eine klinisch dokumentierte Langzeiterfolg von mehr als zehn Jahren auf [5].

Im Gegensatz dazu basieren polymerbasierte Dentalmaterialien auf organischen Makromolekülen, die aus repetitiven Monomereinheiten wie Bis-GMA, UDMA oder TEGDMA aufgebaut sind. Innerhalb der Polymerketten bestehen kovalente Bindungen, während die Wechselwirkungen zwischen den Ketten überwiegend durch Van-der-Waals-Kräfte, Dipol-Wechselwirkungen und Wasserstoffbrückenbindungen charakterisiert sind. Diese sekundären Wechselwirkungen sind deutlich schwächer als die Primärbindungen in keramischen Materialien. Daraus resultiert eine strukturell ungeordnete, nicht periodische und energetisch heterogene Matrix. Diese Struktur führt zu viskoelastischem Verhalten, geringerer mechanischer Steifigkeit, erhöhter Abrasion sowie einer ausgeprägten Anfälligkeit gegenüber hydrolytischer und chemischer Degradation im oralen Milieu [2].

Dentalmaterialien

Moderne polymerbasierte Dentalmaterialien enthalten häufig keramische oder glasbasierte Füllstoffe, darunter Siliziumdioxid, Barium- oder Lithium-Aluminosilikate sowie Zirkonoxidpartikel. Der Füllgrad solcher Materialien liegt typischerweise im Bereich von 35 bis 70 Volumenprozent beziehungsweise bis zu etwa 80 Gewichtsprozent in hochgefüllten Systemen [7]. Mit zunehmendem Füllgrad steigen Elastizitätsmodul und Härte, während die Polymerisationsschrumpfung reduziert wird. Gleichzeitig führt ein hoher Füllstoffanteil jedoch zu erhöhter Sprödigkeit

und internen Spannungen. Trotz dieser Optimierungen bleibt die grundlegende strukturelle Einschränkung bestehen, dass kein heterogenes stabiles keramisches Gitter entsteht. Stattdessen handelt es sich weiterhin um ein zweiphasiges System, in dem keramische Partikel diskret in eine Polymermatrix eingebettet sind. Die daraus resultierenden Grenzflächen wirken als mechanische Schwachstellen und limitieren die effektive Spannungsübertragung innerhalb des Materials.

Zentrale Fragestellung

Eine zentrale Fragestellung in der aktuellen Forschung ist, ob hochgefüllte polymerbasierte Materialien durch thermische Nachbehandlung in echte keramische Strukturen überführt werden können. Theoretisch wäre dies denkbar, wenn der keramische Anteil ausreichend hoch ist, die organische Phase vollständig entfernt wird und eine anschließende Verdichtung erfolgt. In der Praxis bestehen jedoch erhebliche Einschränkungen. Für die Ausbildung eines durchgehenden keramischen Netzwerks ist ein kritischer Volumenanteil erforderlich, der typischerweise bei über 80 bis 90 Volumenprozent keramischen Anteils liegt. Diese Werte werden in konventionellen dentalen Kompositen in der Regel nicht erreicht [7]. Zudem führt das thermische Entfernen der organischen Phase zu Porosität und unkontrollierter Schrumpfung, insbesondere bei inhomogener Partikelverteilung. Im Gegensatz dazu basieren klassische keramische Herstellungsverfahren auf hochverdichteten Grünlingen mit definierter Partikelpackung, wodurch eine kontrollierte Diffusion und Gitterbildung während des Sinterprozesses ermöglicht wird [6]. Die klinische Leistungsfähigkeit dieser Materialien spiegelt diese strukturellen Unterschiede wider. Keramische Restaurationen zeigen Überlebensraten von über 90 % nach fünf bis zehn Jahren und zeichnen sich durch eine

hohe mechanische Stabilität und Verschleißresistenz aus [5]. Polymerbasierte Materialien hingegen bieten zwar gute kurzfristige Ergebnisse, sind jedoch langfristig stärker von Abrasion, Materialermüdung und chemischer Degradation betroffen [3]. Diese Erkenntnisse lassen sich grundsätzlich sowohl auf additiv als auch auf subtraktiv gefertigte polymerbasierte Materialien übertragen, da die limitierenden Faktoren primär in der chemischen Struktur und Bindungsart des Werkstoffs selbst liegen und nicht im Herstellungsverfahren.

Untersuchungen

Aktuelle mikrostrukturelle Untersuchungen von Beuer et al. bestätigen diese Zusammenhänge und zeigen, dass sowohl additiv als auch subtraktiv gefertigte hybride CAD/CAM-Materialien eine ausgeprägte strukturelle Inhomogenität sowie Unterschiede in der Füllstoffverteilung und Porosität aufweisen. Diese materialimmanenten Eigenschaften beeinflussen maßgeblich das mechanische Verhalten und tragen zur limitierten Langzeitstabilität im Vergleich zu homogenen keramischen Werkstoffen bei [10].

Trotz dieser Limitationen haben polymerbasierte Materialien einen festen Platz in der dentalen Praxis. Sie eignen sich insbesondere für abnehmbare Prothesen, Langzeitprovisorien, okklusale Schienen sowie computergestützt entworfene und maschinell hergestellte Restaurationen mit moderater Belastung. Ihre Vorteile liegen in einer erhöhten Elastizität, einer besseren Stoßabsorption, einer einfacheren Verarbeitung sowie einer guten Reparaturfähigkeit. Sie ergänzen das Materialspektrum sinnvoll, sind jedoch kein Ersatz für keramische Werkstoffe bei dauerhaft stark belasteten Restaurationen.

Additive Fertigung

Parallel dazu gewinnt die additive Fertigung keramischer Werkstoffe zunehmend an Bedeutung. Bereits heute existieren keramische 3D-Drucksysteme, die auf der Verarbeitung von Suspensionen oder Pulvern basieren und die Herstellung komplexer Grünlinge ermöglichen. Der Herstellungsprozess umfasst typischerweise den Druck eines sogenannten Green Body, gefolgt von Entbinderung und anschließender Sinterung. Erst durch diesen thermischen Prozess entsteht die endgültige dichte, kristalline Struktur mit den charakteristischen mechanischen Eigenschaften keramischer Materialien [6]. Aktuell befinden sich viele dieser Technologien noch in der Phase der regulatorischen Zulassung für den dentalen Einsatz, zeigen jedoch ein erhebliches Potenzial für zukünftige Anwendungen. Langfristig ist zu erwarten, dass additive Fertigungsverfahren die Herstellung keramischer Restaurationen weiter revolutionieren werden. Insbesondere die Möglichkeit, Materialien mit funktionellen Gradienten sowie farblichen und optischen Eigenschaften gezielt zu steuern, eröffnet neue Perspektiven für die patientenspezifische Versorgung. Dennoch bleibt der Sinterprozess als entscheidender Schritt zur Ausbildung der finalen Materialeigenschaften unverzichtbar.

Zusammenfassung:

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass der fundamentale Unterschied zwischen keramischen und polymerbasierten Materialien in der Art der chemischen Bindung sowie in der strukturellen Kontinuität liegt. Keramiken besitzen ein durchgehendes, stark gebundenes anorganisches Gitter, das eine überlegene mechanische und chemische Stabilität gewährleistet. Polymerbasierte Materialien hingegen bleiben durch ihre molekulare Kettenstruktur und die dominierenden schwachen intermolekularen Wechselwirkungen strukturell limitiert. Auch hochgefüllte Systeme erreichen keine kontinuierliche Gitterstruktur und können daher die Eigenschaften gesinterter Keramiken nicht reproduzieren.

Conclusio:

Daraus ergibt sich eindeutig, dass gesinterte Keramik auch weiterhin den Goldstandard für definitive, hochbelasteten Zahnersatz darstellt.



Dr. rer. nat. Vitaliy Chmiel

Leiter der Zentralen Wissenschaftlichen Werkstatt
Medizinische Fakultät der Universität zu Köln
Robert-Koch-Str. 39
50931 Köln



Dr. Maria Grazia Di Gregorio-Schininà

Oberärztin
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Universitätsklinikum Köln (AöR)
Kerpener Str. 32, D-50931 Köln



**UNIKLINIK
KÖLN**

Literatur

1. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. J Dent Res. 2018, 97(2), 140–147.
2. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. Dent Mater. 2011, 27(1), 29–38.
3. Souza J et al. Lithium disilicate vs resin composite CAD/CAM restorations. Odontology. 2020, 108(3), 421–428.
4. Skorulska A et al. Resin matrix ceramics review. Materials. 2021, 14(7), 1592.
5. van den Breemer CRG et al. Survival of lithium disilicate crowns. S Afr Dent J. 2022, 77(8), 450–456.
6. Additive manufacturing of lithium disilicate ceramics. J Eur Ceram Soc. 2025 (in press).
7. Ilie N, Hickel R. Filler loading and mechanical behavior of dental composites. Materials Chemistry. 2018, 56(4), 112–120.
8. Elsaka SE. Mechanical properties of lithium disilicate ceramics. J Mech Behav Biomed Mater. 2014, 32, 1–8.
9. Stawarczyk B et al. Polymer-based CAD/CAM materials review. J Prosthet Dent. 2017, 118(4), 414–423.
10. Prause E, Hey J, Beuer F et al. *Microstructural investigation of hybrid CAD/CAM restorative dental materials by micro-CT and SEM*. Dent Mater. 2024;40(6):930–940.