



Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen – von verblendet bis monolithisch

Bogna Stawarczyk, Christine Keul, Marlis Eichberger, David Figge, Daniel Edelhoff, Nina Lümekemann

Patienten entscheiden sich zunehmend für metallfreie Restaurationen, da diese sich optisch sehr gut in die Zahnreihe einfügen lassen, somit hervorragende ästhetische Ergebnisse erzielen und zudem sehr gut verträglich sind.²³ Allerdings sind nicht nur Ästhetik und Biokompatibilität entscheidende Auswahlkriterien für den Gerüstwerkstoff, sondern auch die für eine Dentalkeramik sehr guten mechanischen Eigenschaften,⁶ welche auch den Einsatz als Brückenkonstruktionen im Seitenzahnbereich ermöglichen.¹⁶ Zirkonoxid zählt zu den dentalen Keramiken mit der höchsten Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit (Abb. 1). Mittlerweile findet Zirkonoxid seit über 15 Jahren in den zahntechnischen Laboratorien eine weite Anwendung, sei es als Gerüstmaterial oder als vollanatomische Variante. Letztere tritt von dem Hintergrund eines effizienten Herstellungsmodus als Restaurationsmöglichkeit für den Seitenzahnbereich zunehmend in den Mittelpunkt des Interesses.

Zirkonium (Zr) als Rohmaterial ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall. Das in der Zahnmedizin eingesetzte Oxid dieses Metalls, Zirkoniumdioxid (ZrO_2 , im

Zusammenfassung

Der Beitrag stellt die historische Entwicklung der Generationen von Zirkonoxid und deren Indikationsbereiche von der verblendeten bis zur monolithischen Zirkonoxid-Restauration vor. Dabei werden die drei Generationen des Materials hinsichtlich ihrer chemischen, mechanischen und optischen Eigenschaften kritisch diskutiert. Die daraus resultierenden Verarbeitungshinweise der jeweiligen Generationen sowie die korrekte Vorgehensweise zur Befestigung werden zusammengefasst. Weiterer Themenschwerpunkt sind Transluzenzmessungen zur besseren Charakterisierung der verschiedenen Materialien. Abschließend werden praxisrelevante Empfehlungen für die verschiedenen klinischen Einsatzbereiche der Zirkonoxid-Generationen sowie die entsprechende Bearbeitung gegeben.

Indizes

Zirkonoxid, Generationen, verblendetes Zirkonoxid, monolithisches Zirkonoxid, Vollkeramik, Transluzenz, Transmission, Reflektion, Befestigung, Festigkeiten

Einleitung

Hintergrund

Allgemeines

Abb. 1 Die Gegenüberstellung der Keramiken.

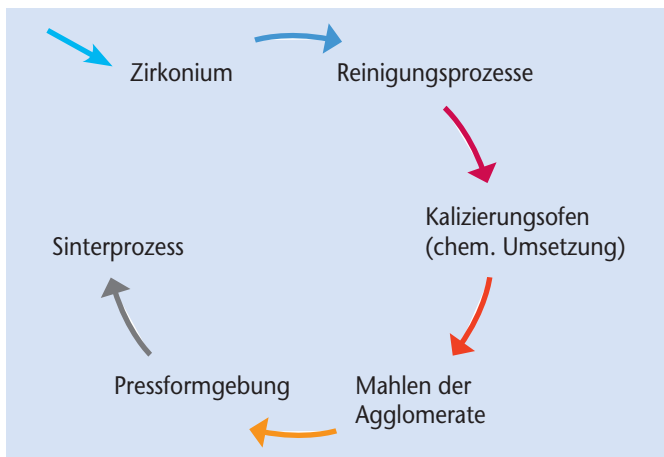
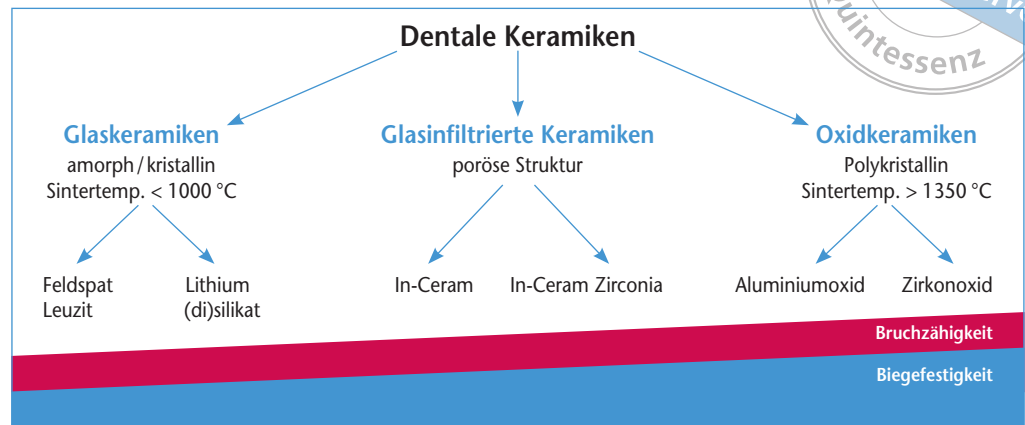


Abb. 2 Die Aufbereitung von Zirkonoxid-Pulver.



Abb. 3 Zirkonoxid-Pulver nach den Reinigungsprozessen.

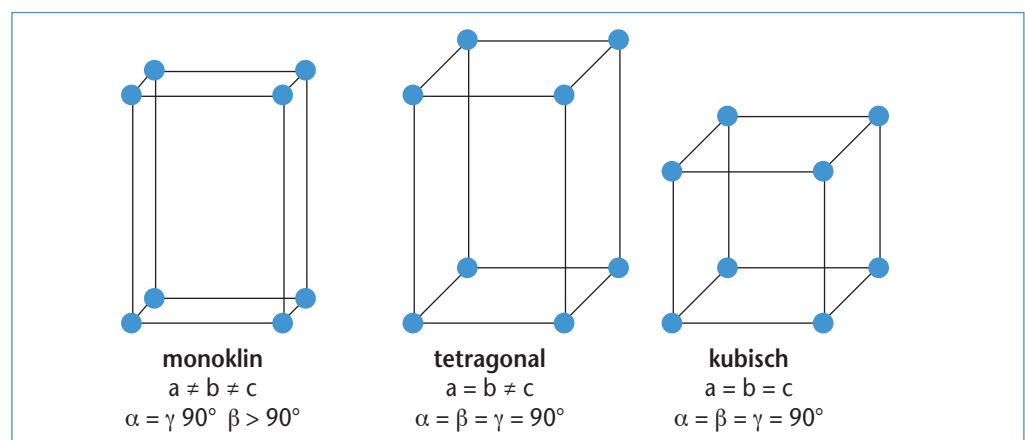


Abb. 4 Zirkonoxid in seinen drei Phasen.

Volksmund auch als Zirkonoxid bezeichnet), wird in der Regel in einem umfangreichen und teuren Prozess gewonnen (Abb. 2).

Nach den aufwendigen und vor allem kostenintensiven Herstellungs- und Reinigungsprozessen liegt es als weißes, hochschmelzendes und kristallines Pulver vor (Abb. 3). Zirkonoxid tritt in monokliner, tetragonaler und kubischer Modifikation auf (Abb. 4). Beim

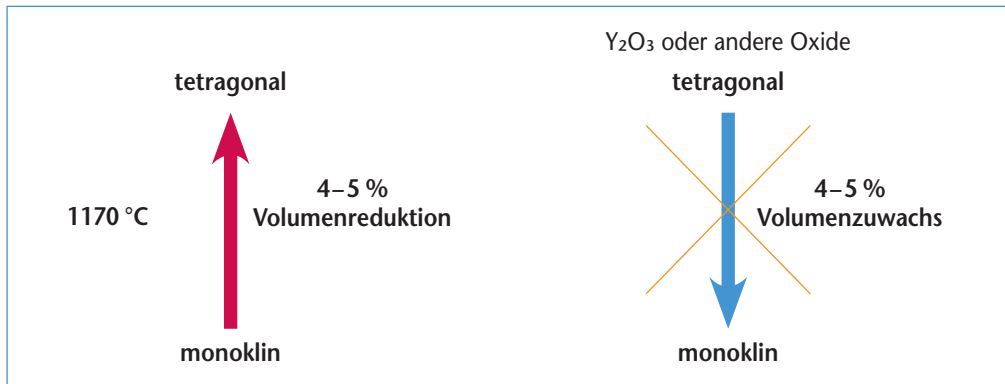


Abb. 5 Die Zirkonoxid-Phasenumwandlung.

Abkühlvorgang einer reinen Zirkonoxid-Schmelze kristallisiert ab einer Temperatur von $2\,680\text{ °C}$ zuerst die kubische Phase aus, welche sich dann bei $2\,370\text{ °C}$ in die tetragonale Phase umwandelt. Bei einer Temperatur von $1\,170\text{ °C}$ findet schließlich die Umwandlung in die monokline Phase statt, in der das Zirkonoxid dann bei Raumtemperatur vorliegt. Die letzte Umwandlung – von der tetragonalen in die monokline Phase – wird auch als martensitische Umwandlung bezeichnet und ist durch eine Volumenzunahme von ca. 4% charakterisiert.

Diese sprunghafte Volumenzunahme in der Abkühlphase macht die Herstellung von Sinterkeramiken aus reinem Zirkonoxid unmöglich, da die Volumenvergrößerung stets zu hohen Spannungen und unerwünschten Rissbildungen im Keramikgefüge führt. Die martensitische Umwandlung in der Abkühlphase kann jedoch durch die Zugabe von Stabilisierungsoxiden vermieden werden, die in das Kristallgitter des Zirkonoxids eingebaut werden (Abb. 5). Das Gefüge wird dadurch auch bei Raumtemperatur in dem gewünschten tetragonalen bzw. jetzt neu in dem kubisch-tetragonalen Zustand eingefroren. Das auf dem Markt gängigste Zirkonoxid ist mit Yttriumoxid stabilisiert (Y-TZP). Die Firma Panasonic bietet eine Dispersions- bzw. Mischkeramik an, die zur Stabilisierung des Zirkonoxids das Lanthanoid Cer einsetzt (Ce-TZP / Al_2O_3).

Die Umwandlungsverstärkung lässt sich auf zwei unterschiedliche Mechanismen zurückführen. Zum einen kann eine lokale, spontane Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase die Bildung feiner Mikrorisse hervorrufen, die durch das größere Volumen der monoklinen Kristallform bedingt ist. Ein sich ausbreitender Riss läuft sich entweder in diesen Mikrorissen tot oder wird an den Zirkonoxidteilchen abgelenkt. Zum anderen kann diese Umwandlung auch durch hohe Zugspannungen induziert werden, welche an der Spitze eines sich ausdehnenden Risses immer vorhanden sind. Die vorliegenden Zugspannungen vermindern den Druck der Matrix auf die umliegenden Zirkonoxidteilchen, wodurch es zur Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase kommt. Das größere Volumen der entstehenden monoklinen Kristallform führt wiederum zu einer lokalen Druckspannung im Bereich der Risspitzen. Das weitere Risswachstum wird so durch das Zusammendrängen der Rissflanken erschwert (Abb. 6). Hier spricht man von Transformationsverhalten.

In der neuen Generation von Zirkonoxid wird der Anteil von Yttriumoxid erhöht. Das führt nicht nur zur Bildung der metastabilen tetragonalen Phase, sondern gleichzeitig

Zirkonoxid-Transformationsverhalten



Phasenumwandlung
tetragonal nach monoklin

Volumenzuwachs 4–5 %

Abb. 6 Die Phasenumwandlung von Zirkonoxid an den Rissflanken.

ebenfalls zu kubischen Anteilen des Gefüges. Dieses Mischgefüge wird als vollstabilisiertes Zirkonoxid bezeichnet und stellt die 3. Generation dar, bei welcher im Gegensatz zum teilstabilisierten Zirkonoxid der 1. und 2. Generation keine Transformationen der Gefügephasen bei induzierten Spannungen nach Pulverherstellerangaben stattfinden.³⁸

Kubische Kristalle weisen ein größeres Volumen auf, die zum einen aufgrund reduzierter Restporosität eine höhere Lichtstreuung an den Korngrenzen aufzeigen, zum anderen jedoch mit einer geringeren Festigkeit verbunden sind. Des Weiteren sind die kubischen Kristallstrukturen isotroper als die tetragonalen, wodurch das einfallende Licht gleichmäßiger in alle Raumrichtungen abgestrahlt wird.

Maschinelle Verarbeitung von Zirkonoxid

Die Bearbeitung von Zirkonoxid erfolgt maschinell. Hierzu werden Rohlinge mit bestimmten Formen aus ZrO_2 -Pulver gepresst. Diese können anschließend mittels spezieller CAD/CAM-Maschinen bzw. Kopierfräseinheiten bearbeitet werden.

Zirkonoxid kann entweder im weichen, kreideähnlichen Zustand (Weißzustand) mit Hartmetallfräsern oder in einem bereits durchgesinterten Zustand (gehipt) und damit in Endhärte von etwa 1 200 HV mit diamantierten Schleifkörpern geschliffen werden. Der früher häufig verwendete Begriff „Grünling“ ist heutzutage unpassend, da der „Grünling“ immer noch Bindemittel enthält. Ein „Weißling“ hingegen wurde bereits bei hohen Temperaturen vorgesintert, die Bindemittel wurden in dieser Zeit ausgebrannt und das Material wurde durch diese Wärmeverbehandlung minimal verfestigt. Das im Weißzustand gefräste Zirkonoxid muss anschließend gesintert werden, um die Endhärte und Endfestigkeit zu erreichen. Die Sinterparameter variieren hier von Hersteller zu Hersteller. Beim Sintern erfolgt eine Schrumpfung der Gerüste um ca. 20–30 %. Obwohl das gehipte Zirkonoxid zwar die höchsten initialen Festigkeiten erreicht,³⁵ konnte sich das Material aufgrund sehr langer Bearbeitungszeiten und des hohen Werkzeugverschleißes auf dem Markt nicht etablieren. Die meisten Hersteller von CAD/CAM-Anlagen haben sich auf die Bearbeitung des weichen Zirkonoxids eingestellt. Als Nachteile dieser Variante sind die kostenaufwendigen Spezialöfen für die anschließende Sinterung und die etwas geringeren Festigkeitswerte zu nennen.³⁵ Nichtsdestotrotz liegt die Festigkeit immer noch weit über dem Normwert von 100 MPa, und kann sogar, abhängig von der Zirkonoxid-Generation, Werte von weit über 1 000 MPa erreichen.



Viele Dentallaboratorien besitzen mittlerweile eine CAD/CAM-Einheit und können ihre Gerüste selbst am Bildschirm konstruieren, formschleifen bzw. fräsen. Des Weiteren wurden in den letzten Jahren zahlreiche Fräszentren eröffnet, die sich auf die CAD/CAM-Verarbeitung spezialisiert haben und eine zentralisierte Dienstleistung des Formschleifens für andere Laboratorien/Praxen anbieten. Mit diesem Konzept ist der Zahntechniker nicht mehr gezwungen, in teurere CAD/CAM-Systeme zu investieren, welche das Labor möglicherweise in Zeiten geringer Auftragslage und daraus entstehenden Leerzeiten finanziell belasten. Er erwirbt lediglich die Scaneinheit zur Datenerhebung, scannt das Modell ein, modelliert computergestützt die Restauration auf Basis des virtuellen Modells und schickt die dreidimensionalen Konstruktionsdaten der Restauration weiter an ein Fräszentrum. Dort erfolgt die Herstellung der Restauration, welche im nächsten Schritt von dem Zahntechniker weiterverarbeitet wird (z. B. Politur, Verblendung, Glasur).

In den Anfängen der CAD/CAM-Technologie war der Zahntechniker beim Kauf der Scaneinheit auf ein bestimmtes System fixiert. Mittlerweile werden Scaneinheiten jedoch mit sogenannten offenen Schnittstellen angeboten, wodurch die dreidimensionalen Konstruktionsdaten in einem allgemein gültigen Datenformat weitergeleitet bzw. exportiert werden können. Somit hat der Techniker die Möglichkeit, die Restaurationen an unterschiedlichen Fräseinheiten herstellen zu können. Eine weitere kostengünstige Möglichkeit sind Fräszentren, die auch das Einscannen der Modelle anbieten und die Gerüste selber konstruieren. Oft wird in diesem Fall ein Wax-up vom Labor angefertigt und mitgeschickt, um die optimale Geometrie des Gerüsts seitens des Labors mitbestimmen zu können.

Zuletzt besteht noch die Möglichkeit, Zirkonoxid-Restaurationen mithilfe von Kopierfräseinheiten kostengünstig herzustellen. Dabei wird das Gerüst zunächst aus lichthärtendem Kunststoff modelliert und im Anschluss auf der einen Seite in die Halterung des Kopierfräasers eingeklebt. Auf der anderen Seite wird der Zirkonoxid-Rohling fixiert. Durch das Storchenschnabelprinzip wird die Fräsung im Zirkonoxid-Rohling um ca. 25 % vergrößert ausgeführt, um die Sinterschrumpfung auszugleichen. Das Kopierfräsverfahren wird vom Techniker manuell ausgeführt und findet im „Weißlings“-Zustand statt.

Die zahntechnischen und zahnärztlichen Möglichkeiten der Herstellung von Zirkonoxid-Restaurationen werden in der Abbildung 7 zusammenfassend dargestellt.

Das tetragonal teilstabilisierte Zirkonoxid wurde bereits vor über 15 Jahren entwickelt und ist auch als konventionelles Zirkonoxid (1. Generation) bekannt. Das konventionelle Zirkonoxid hat einen hohen Lichtbrechungsindex und weist zudem aufgrund der zahlreichen, sehr kleinen kristallinen Strukturen eine extrem hohe Zahl an Grenzflächen auf, die das Licht passieren muss. Dadurch erhält es einen opaken Charakter. Die Zirkonoxid-Rohlinge werden von den Herstellern in zwei Varianten – industriell eingefärbt oder uneingefärbt – vertrieben (Abb. 8). Während die Restaurationen aus den eingefärbten Rohlingen bereits nach dem Formschleifen und dem Sintern einen zahnähnlichen Farbton aufweisen, zeichnen sich Restaurationen aus uneingefärbten Rohlingen nach dem Sintern durch eine hart-weiße, monochrome Farbe aus, die in manchen Indikationen einen ästhetischen Nachteil darstellen kann (Abb. 9). Um diesen Nachteil zu umgehen, können die im „Weißlings“-Zustand gefrästen Restaurationen nach dem Fräsprozess manuell mit Farboxiden individuell

*Konventionelles
Zirkonoxid*

Abb. 7 Digitalisierungsmöglichkeiten einer Krone.

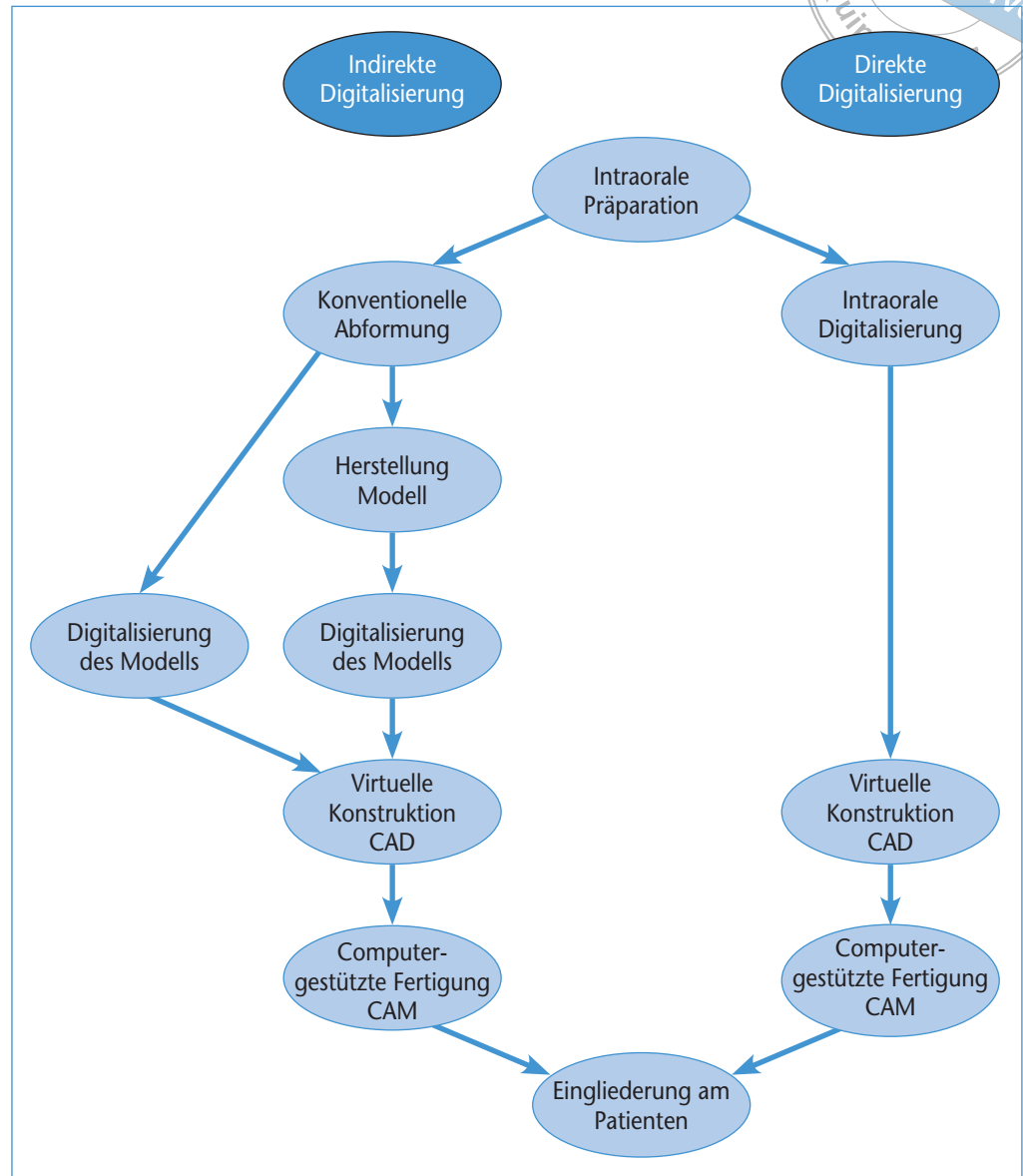


Abb. 8 Beispiel eines sichtbar eingefärbten Rohlings. Die meisten eingefärbten Rohlinge sind im „Weißling“ nicht als eingefärbt erkennbar.



Abb. 9 Eine uneingefärbte gesinterte unverblendete Zirkonoxid-Brücke mit der deutlich erkennbaren weißen Farbe.

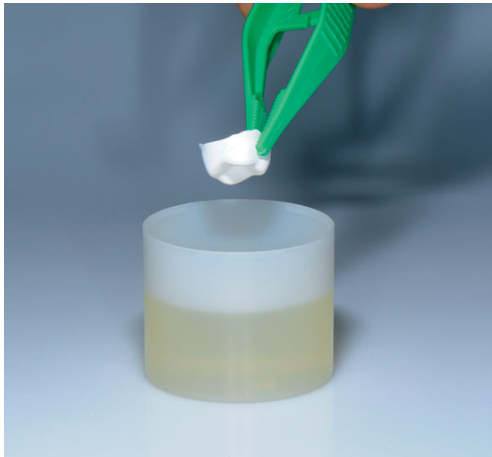


Abb. 10 das Einfärben eines weißem Zirkonoxid-Gerüsts durch die Tauchmethode.

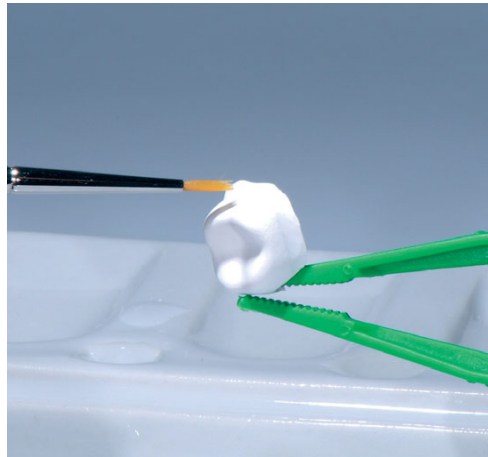


Abb. 11 Individuelles Einfärben von Zirkonoxid-Gerüsten mittels der Pinseltechnik.



Abb. 12 Dreigliedrige Brücke 35–37 mit Gerüst aus Lava Frame (3M ESPE, Neuss) und Verblendung (Creation ZI-CT, Willi Geller, Meiningen, Österreich) (Zahntechnik: ZTM Otto Prandtner).

eingefärbt und anschließend gesintert werden. Beim Einfärben wird das formgeschliffene, offenporige Gerüst für eine kurze Zeit in geeignete Farbflüssigkeit eingetaucht (Abb. 10). Alternativ können auch mithilfe eines Pinsels sowie unterschiedlicher Color Liquids entsprechende Farbverläufe von verschiedener Intensivität aufgemalt werden (Abb. 11). Nach Entfernung der überschüssigen noch flüssigen Farbreste und Trocknung des Gerüsts erfolgt der Sinterprozess. Eine weitere Möglichkeit, weißes Zirkonoxid ästhetischer zu gestalten, ist die Verwendung von Liner- bzw. Malfarbe. Diese werden vor dem Verblenden auf die dichtgesinterten Gerüste aufgetragen.

Aufgrund der unzureichenden Ästhetik des Zirkonoxids der 1. Generation wird das Restaurationsgerüst nach der Herstellung individuell mit geeigneten Glaskeramiken verblendet (Abb. 12). Die Gesamtstabilität einer Restauration ergibt sich aus inneren Spannungen. Die inneren Spannungen wiederum ergeben sich aus dem Unterschied der Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Gerüstwerkstoff und Verblendkeramik sowie der geometrischen Gestaltung der Krone und der Verblendung. Auch werden diese inneren Spannungen von den außen induzierten Spannungen (Kaukraft) überlagert. Wenn die Summe der inneren Spannungen und der von außen induzierten Spannungen die Festigkeit der

*Verblendung von
Zirkonoxid*



Abb. 13 Chipping in der Verblendkeramik (Initial Zr) am zweiten Prämolare einer dreigliedrigen verblendeten Zirkonoxid-Brücke nach 12 Monaten klinischer Tragedauer.

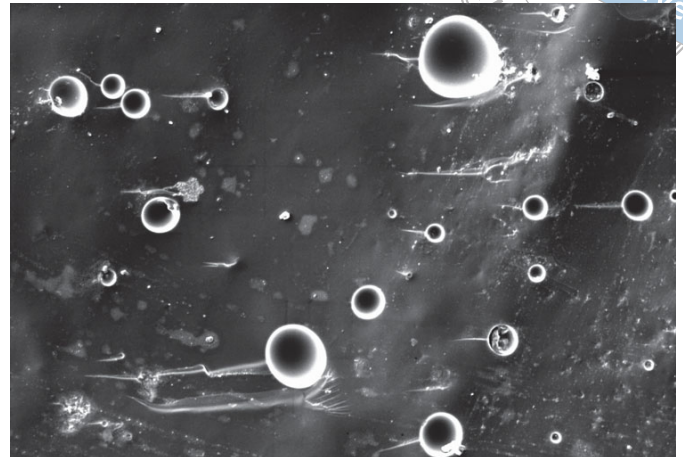


Abb. 14 Prüfkörper nach der Messung der Verbundfestigkeit zwischen Zirkonoxid und Verblendkeramik. Es ist erkennbar, dass eine hauchdünne Schicht der Verblendkeramik auf dem Zirkonoxid haften bleibt (siehe Blasen) und keine Fraktur direkt im Interface zwischen den beiden Keramiken stattfand.

Materialien übersteigt, kommt es zur Entstehung einer Fraktur. Die Kombination aus Verblendkeramik und Zirkonoxid als Gerüstmaterial besteht ausschließlich aus spröden Werkstoffen. Beide Partner zeigen keine Duktilität und können somit die Gesamtspannungen nicht ausgleichen. Da die Verblendkeramik signifikant geringere Festigkeiten als das Zirkonoxid hat, frakturiert sie schneller. Hierbei spricht man vom sogenannten „Chipping“. „Chipping“ bezeichnet in diesem Zusammenhang eine Fraktur, die sich auf die Verblendkeramik beschränkt. Klinisch sowie auch in den Labortests wird niemals eine Fraktur im Interface zwischen Gerüst und Verblendung beobachtet, sondern immer innerhalb der Verblendkeramik (Abb. 13). Hierbei bleibt eine hauchdünne Schicht der Verblendkeramik an dem Gerüstwerkstoff bestehen (kohäsiver Bruch) (Abb. 14). Durch das Auftreten eines kohäsiven Bruchs in der Verblendkeramik kann die Aussage getroffen werden, dass die Verbundfestigkeiten zwischen Zirkonoxid als Gerüstmaterial und Verblendkeramik gut sind. Es frakturiert lediglich das schwächste Glied der Kette, also die Verblendkeramik. Zahlreiche klinische Studien zu verblendeten Zirkonoxid-Restaurationen berichten von diesen Problemen.⁹ Für die Gesamtstabilität der Restaurationen hat das Design des Restaurationsgerüsts einen entscheidenden Einfluss. Zirkonoxid-Gerüste sollten anatomisch unterstützend und abgerundet gestaltet werden. Dadurch wird eine höhere Bruchlast erreicht und das „Chipping“-Risiko minimiert.³³ Nichtsdestotrotz tritt „Chipping“ häufiger bei Zirkonoxid-Restaurationen als bei Restaurationen aus Metallkeramik auf.²⁴

Monolithische Verarbeitung von Zirkonoxid

Um das Risiko des „Chippings“ zu umgehen, wird neuerdings auf die Verblendkeramik verzichtet und das Zirkonoxid monolithisch verarbeitet. Monolithisch kommt von monolith (griech. μονόλιθος monólithos „einheitlicher Stein“ oder wörtlich „Ein-Stein“) und bedeutet laut Wikipedia so viel wie „Stein aus einem Guss“. In der Werkstoffkunde bezeichnet man Prüfstücke als monolithisch, die aus einem Werkstoff und einer Einheit bestehen. In

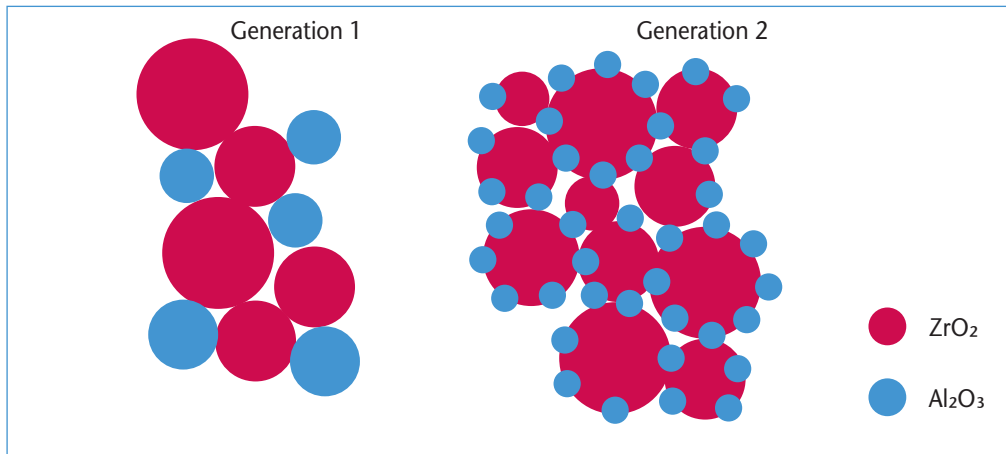


Abb. 15 Grafische Gegenüberstellung vom Gefüge der Zirkonoxide der 1. und 2. Generation.

der Zahnmedizin sind als Beispiele für eine typische monolithische Restauration die unverblendete Vollgusskrone, eine gepresste oder gefräste Glaskeramikkrone ohne Verblendung, bzw. unverblendete Zirkonoxid-Kronen zu nennen. Auf diesem Weg kann die anspruchsvolle manuelle Verblendung des Zahntechnikers auf den Mausclick und die Maschine übertragen werden.

Um das Material jedoch monolithisch einsetzen zu können, müssen gewisse Anforderungen erfüllt werden. Neben der weiterhin bestehenden Langzeitstabilität ist es entscheidend, dass das Material transluzenter, also optisch gesehen ästhetischer wird. Die Transluzenz wird in diesem Beitrag als eigenes Thema dargestellt und später ausführlich diskutiert. Mittlerweile sind drei verschiedene Wege zur Herstellung von transluzentem Zirkonoxid möglich (A–C), aus denen sich die im Folgenden dargestellten drei Generationen ergeben.

A – Modifikation der Sintertemperaturen bei Zirkonoxid der 1. Generation (3Y-TZP)

Das konventionelle Zirkonoxid kann durch die Veränderung der Sintertemperatur transluzenter werden.³⁴ Untersuchungen zeigen, dass nicht nur die Erhöhung der Sinterendtemperatur, sondern auch die Dauer der Haltezeit, der Temperaturanstieg und die Abkühlung die Transluzenz beeinflussen.³¹ Je größer die Fläche (das Integral) unter der Sintertemperatur ist, desto höher ist die Transluzenz. Dabei steigt die Korngröße des Materials an und mit dem Erreichen einer bestimmten Fläche nimmt die Festigkeit des Materials ab. Generell kann festgestellt werden, dass Sintertemperaturen ab 1 600 °C zu einer Abnahme der Festigkeit führen.³⁴ Durch das negative Verhalten der Festigkeit und vor allem der Langzeitstabilität hat sich die erste monolithische Generation aus Zirkonoxid nicht durchgesetzt. Mittlerweile liegen die Sintertemperaturen bei allen Anbietern von Zirkonoxid unter 1 600 °C.

B – Modifikation auf molekularer Ebene resultierend in Zirkonoxid der 2. Generation (3Y-TZP)

In den Jahren 2012 bis 2013 wurde eine 2. Generation von Zirkonoxid vorgestellt. Dabei wurde die Anzahl und die Korngröße der Aluminiumoxid-Körner (Al_2O_3) reduziert und diese im Zirkonoxid-Gefüge umplatziert (Abb. 15). Die Umpositionierung der Al_2O_3 -Kör-

ner, die erheblich vom Brechungsindex der Zirkonoxid-Körner abweichen, erfolgte auf die Korngrenzen von Zirkonoxid. Hierdurch wurde eine höhere Transmission des Lichts bei stets guter Langzeitstabilität und gleichzeitig hohen Festigkeiten erreicht.³² In-vitro-Untersuchungen zeigen bei dieser Generation nicht nur höhere Transluzenzen, sondern sowohl initial als auch nach diversen Alterungsprozessen hohe Festigkeiten.

C – Modifikation des Kristallgefüges resultierend in Zirkonoxid der 3. Generation (5Y-TZP)

Da die zweite Generation der Zirkonoxide der Transluzenz von Glaskeramiken immer noch unterlegen war, wurde der Wunsch nach einem noch transluzenteren Zirkonoxid geweckt. So wurde auf der IDS 2015 die 3. Generation von Zirkonoxid vorgestellt. Dieses Zirkonoxid ist – kontrovers zu der 1. und 2. Generation – nicht nur in der tetragonalen Phase metastabil, sondern beinhaltet zusätzlich einen Anteil der kubischen Phase von bis zu 53 %. Daher spricht man hier von einem vollstabilisierten Zirkonoxid mit einem kubisch-tetragonalen Mischgefüge. Die kubischen Anteile wurden durch eine höhere Zudosierung (ca. 9,3 Gew.-% / 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 somit eine höhere Transluzenz des Materials. Des Weiteren sind die kubischen Kristallstrukturen isotroper als die tetragonalen, wodurch das einfallende Licht gleichmäßiger in alle Raumrichtungen abgestrahlt wird. Diese Eigenschaft beeinflusst die Transluzenz ebenfalls signifikant.

Nach Angaben des Zirkonoxid-Pulverlieferanten findet bei Zirkonoxid der 3. Generation keine hydrothermale Alterung statt, was bedeutet, dass das Material auch mit zunehmender Tragedauer seine Gefügestruktur und Festigkeit beibehält.³⁸ Ein Nachteil dieser Generation ist die eventuell geringere Bruchzähigkeit des Materials aufgrund der kubisch-tetragonalen Stabilisierung. Allerdings liegt zum heutigen Zeitpunkt kaum unabhängige wissenschaftliche Literatur zu diesem Thema vor. Die gegenwärtige Datenlage zum Zirkonoxid der 3. Generation wird im Folgenden vorgestellt.

Datenlage zu Zirkonoxid der 3. Generation

Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Brian D, Dogan S, Lloyd A, Mancl AL. comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. J Prosthet Dent; doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019 [ahead of print].⁸

Die Transluzenz der 3. Zirkonoxid-Generation wurde mit der Transluzenz einer LiSiO₂-Keramik verglichen. Es wurden folgende uneingefärbte Zirkonoxid-Materialien geprüft: Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH, Gais, Italien), BruxZir (Glidewell Laboratories, Newport Beach, CA, USA), Katana HT, Katana ST und Katana UT (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main), und die LiSiO₂-Keramik e.max CAD LT in der Farbe B1 (Ivoclar Vivadent, Ellwangen). Für die Transluzenzmessung wurden rechteckige (15 mm x 10 mm) Prüfkörper (n = 5) mit zwei Schichtstärken von 0,5 und 1,0 mm präpariert. Die Messung erfolgte in einem Spektrofotometer (Evolution 300 UV-Vis) mit einer Integrationskugel. Dabei wurde die Gesamtdurchlässigkeit des Lichts in prozentualer Angabe (Tt %) bei einer Wellenlänge von 555 nm



gemessen. Die Werte wurden mittels Welch Robust mit dem anschließenden paarweise vergleichenden post-hoc Dunnett T3-Test ausgewertet.

Innerhalb der Prüfkörper mit der Schichtstärke von 0,5 mm wurden folgende Tt %-Werte gefunden: Prettau Anterior: $31,90 \pm 0,49$; BruxZir: $28,82 \pm 0,22$; Katana HT: $28,49 \pm 0,14$; Kanata ST: $31,67 \pm 0,24$; Katana UT: $33,73 \pm 0,13$ und für die Kontrollgruppe IPS e.max CAD LT: $40,32 \pm 0,25$. Es wurden grundsätzlich signifikante Unterschiede zwischen den Materialien beobachtet. Ausnahmen zeigten dabei BruxZir und Katana HT sowie Prettau Anterior und Katana ST. Diese Gruppen lagen jeweils in einem Wertebereich. Außerdem zeigte sich, dass das Zirkonoxid Katana UT signifikant transluzenter als alle anderen Zirkonoxid-Materialien war. Die Kontrollgruppe IPS e.max CAD LT zeigte jedoch wiederum signifikant höhere Transluzenzwerte als alle Zirkonoxid-Materialien.

Innerhalb der Prüfkörper mit der Schichtstärke von 1,0 mm wurden folgende Tt %-Werte gemessen: Prettau Anterior: $22,58 \pm 0,41$; BruxZir: $20,13 \pm 0,22$; Katana HT: $20,18 \pm 0,39$; Kanata ST $21,86 \pm 0,39$; Katana UT: $23,37 \pm 0,27$ und für IPS e.max CAD LT $27,05 \pm 0,56$. Auch in dieser Schichtstärke wurden signifikante Unterschiede zwischen den Materialien beobachtet. Ausnahme zeigten hier folgende Gruppen: BruxZir und Katana HT, BruxZir und Prettau Anterior, Katana ST und Katana UT. Diese waren ebenso signifikant transluzenter als alle anderen Zirkonoxid-Materialien aber weniger transluzent als die Kontrollgruppe IPS e.max CAD LT.

Zusammenfassend wurde beobachtet, dass bei der Schichtstärke von 0,5 mm Katana UT signifikant transluzentere Werte aufwies als alle anderen Zirkonoxid-Materialien. Allerdings zeigte die Kontrollgruppe IPS e.max CAD LT signifikant transluzentere Werte als alle Zirkonoxid-Materialien. Bei einer Schichtstärke von 1,0 mm hingegen zeigte Prettau Anterior, Katana ST und Katana UT signifikant transluzentere Werte als die restlichen Zirkonoxid-Materialien und weniger transluzentere als IPS e.max CAD LT.

Weiterführende Diskussion der Autoren

In Bezug auf die Transluzenzwerte muss an dieser Stelle betont werden, dass in den Untersuchungen immer die gleichen Schichtstärken von Prüfkörpern miteinander verglichen wurden. Restaurationen aus LiSiO_2 -Glaskeramik benötigen jedoch eine höhere okklusale Mindestschichtstärke von 1,5 bis 2 mm, um den Belastungen im Mund standhalten zu können.^{1,7,26} Somit kann eventuell behauptet werden, dass das Material Zirkonoxid der 3. Generation bei den Indikationen von monolithischen Restaurationen mit einer geringeren okklusalen Stärke und einer geringeren okklusalen Zahnreduktion klinisch erfolgreich eingesetzt werden darf. Allerdings weist eine Studie⁷ darauf hin, dass die Zirkonoxide der 3. Generation eher anfällig für die Alterung sein könnten (low temperature degradation). Begründet wird dies mit dem reduzierten Gehalt an Al_2O_3 -Partikeln zugunsten von Yttriumoxid und einer höheren Korngröße.^{3,4,20,39} Ebenfalls sprachen die Autoren dieses Beitrags an, dass Al_2O_3 -Partikel die mechanischen Eigenschaften von Zirkonoxid steigern.^{3,36,37,39} Da in Bezug auf die 2. und 3. Generation der Anteil der Al_2O_3 -Partikel deutlich reduziert ist und bei der 3. Generation in Kombination mit dem erhöhten Yttrium-Anteil zur Entstehung eines Mischgefüges mit neuen Eigenschaften führt, wird im Rahmen dieser Untersuchung



auf die Bedeutung der mechanischen Eigenschaften und die hierfür in Zukunft dringend notwendigen Untersuchungen hingewiesen.

Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. J Oral Sci 2015;57(3):255-261.²¹

Es wurde die Bruchlast von Kronen aus hochtransluzentem Zirkonoxid (3. Generation; HTZ), weniger transluzentem Zirkonoxid (2. Generation; LTZ) und einer LiSiO₂-Glaskeramik (LDS) untersucht. HTZ- und LTZ-Kronen wurden in der Schichtstärke von 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 1,0 mm und 1,5 mm gefertigt, die LDS-Kronen in den Schichtstärken von 1,0 mm und 1,5 mm. Jede Gruppe bestand aus 10 Kronen. Alle Gruppen wurden vor der Bruchlastmessung im Thermolastwechsel (5 000 Zyklen, 5 °C/55 °C) künstlich gealtert. Die Bruchlastwerte für die LTZ-Gruppe lagen zwischen 450 N und 3 248 N, für die HTZ-Gruppe zwischen 438 N und 3 487 N und für die LDS-Gruppe zwischen 1 030 N und 1 431 N. HTZ- und LTZ-Kronen lagen im gleichen Wertebereich und signifikant höher als die LDS-Kronen ($p < 0,001$). Zwei Bruchtypen wurden verzeichnet, nämlich eine vollständige Fraktur oder ein beginnender Riss in der Krone. LTZ-Kronen mit der Schichtstärke von 1,0 und 1,5 mm zeigten überwiegend einen beginnenden Riss nach der Bruchlastprüfung. Die restlichen Kronen frakturierten vollständig.

Zusammenfassend wurde beobachtet, dass sich die 2. und 3. Generation von Zirkonoxid in Bezug auf die Bruchlastwerte nicht unterscheiden. Bei gleicher Stärke war die Bruchlast der Zirkonoxid-Kronen signifikant höher als die der LiSiO₂-Kronen.

Weiterführende Diskussion der Autoren

Im Vergleich zu LiSiO₂-Glaskeramik wurden bei Zirkonoxid-Kronen gleicher Schichtstärke signifikant höhere Festigkeitswerte beobachtet. Zwischen den Zirkonoxid-Kronen der 3. und der 2. Generation war kein Unterschied zu sehen. Dies deutete darauf hin, dass weder die Veränderung der Korngröße noch die höhere Dotierung von Yttriumoxid einen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Zirkonoxids der 3. Generation hat. Des Weiteren wurde im Rahmen dieser Studie beobachtet, dass bereits eine geringe Zunahme der Schichtstärke von 0,5 auf 0,7 mm zu einer Zunahme der Bruchlast für Zirkonoxid-Kronen führt. Die Bruchlaststeigerung betrug für die HTZ-Kronen 31 % und für die LTZ-Kronen 55 %. Im Rahmen einer weiteren Untersuchung wurde jedoch in Bezug auf die Veränderung der Schichtstärke von monolithischen Y-TZP-Keramiken (2. Generation) beobachtet, dass sich eine Zunahme der Schichtstärke wiederum negativ auf die Transluzenz auswirkt.¹³

Ueda K, Güth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. Dent Mater J 2015;34(3):310–314.⁴⁰

Es wurde die Durchlässigkeit von sichtbarem Licht (400–700 nm) durch vier verschiedene Schichten (Schmelzschicht EL; Übergangsschicht 1 TL1; Übergangsschicht 2 TL2; Körperschicht BL) eines mehrschichtig gefärbten Zirkonoxid-Blocks [KATANA™ Zirconia Multi-Layered Disc (ML)] unter Verwendung eines Spektralfotometers bewertet. 40 Prüfkörper

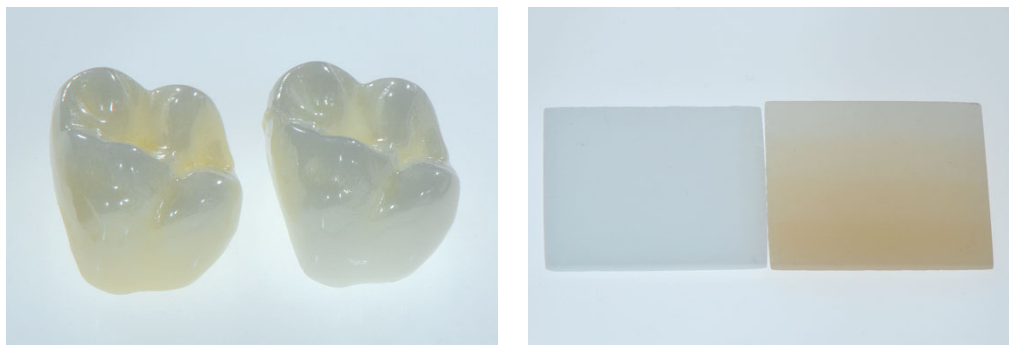


Abb. 16 Monochrom vs. Multilayer in Kronenform **a** und als Plättchen **b** dargestellt.

(Dicke: $1 \pm 0,05$ mm) wurden von jeder Farbschicht untersucht und statistisch ausgewertet. Die Lichtdurchlässigkeit wurde als prozentuale Angabe des passierenden Lichts ausgedrückt. Die folgenden Mittelwerte (SD) wurden ermittelt: EL 32,8 % (1,5); TL1 31,2 % (1,3); TL2 25,4 % (1,3) und BL 21,7 % (1,1). Unter allen Gruppen wurden signifikante Unterschiede gefunden (ANOVA, Student-Newman-Keuls). Der mehrschichtig gefärbte Zirkonoxid-Rohling zeigte für die vier Schichten unterschiedliche Kapazitäten der Lichtdurchlässigkeit. Aus diesem Grund scheint die Verwendung des Materials sinnvoll, um das ästhetische Erscheinungsbild vollanatomischer Zirkonoxid-Restaurationen zu steigern.

Weiterführende Diskussion der Autoren

Zusammenfassend kann man sagen, dass vierschichtig voreingefärbte Zirkonoxid-Rohlinge im Vergleich zu monochromen Materialien Vorteile in Bezug auf die Ästhetik zeigen. Die untersuchten Schichten zeigen signifikante Unterschiede hinsichtlich ihrer Lichtdurchlässigkeit, wobei die Schmelzschicht den signifikant höchsten Durchlässigkeitswert erzielt und damit am transparentesten wirkt. Die Dentinschicht hingegen wirkt aufgrund des signifikant niedrigsten Lichtdurchlässigkeitswerts am ehesten opak. Diese unterschiedlichen Farbstufen sind im Hinblick auf die Gestaltung eines natürlich wirkenden Erscheinungsbilds sehr hilfreich und verbessern die ästhetischen Ergebnisse monolithischer Restaurationen. Aufgrund der signifikant unterschiedlichen Lichtdurchlässigkeitswerte der Rohlingsschichten wird auf mögliche Unterschiede der physikalischen Eigenschaften innerhalb der einzelnen Schichten hingewiesen, die jedoch vom Autor als unbedenklich eingestuft werden.

Besonders hilfreich sind die Ergebnisse dieser Untersuchung in Bezug auf die präzise Positionierung einzelner Restaurationen im Rohling. Je nach Indikation und benötigter Ästhetik kann die Restauration höher oder tiefer im Fräsrohling platziert werden und so zu einem optimalen Ergebnis verhelfen.

Zirkonoxid-Rohlinge sind als monochrome bzw. Multilayer-Rohlinge erhältlich (Abb. 16). Der Unterschied ist, dass die monochromen Rohlinge einheitlich aus einer Farbe bestehen, während die Multilayer-Rohlinge vorgeschichtet sind und somit unterschiedliche Farbenintensitäten beinhalten. Wissenschaftlich nachgewiesen ist, dass je dunkler die Farbe ist, desto höher ist auch der Opazitätsgrad, d. h. desto geringer wird die Transluzenz.¹¹ So werden die Rohlinge zur Schneide hin immer heller und sind somit transluzenter eingefärbt.

Monochrom vs. Multilayer

Der Zahntechniker kann mithilfe der CAD-Software durch die Positionierung der konstruierten Restauration im Rohling die Farbverläufe/-intensitäten mitbestimmen. Ein Vorteil, der sich aus der Kombination von hochästhetischen (Farb- und Transluzenzwerte sind dem natürlichen Zahn ähnlich) und hochfesten Materialien ergibt, ist die bessere Versorgung von Restaurationen mit wenig Platzbedarf. Dies gelingt, da einerseits die Wandstärken und andererseits die Verblendschichten minimaler ausgeführt werden können, wenn nicht sogar eine rein monolithische Verarbeitung ausreicht.

Befestigung von Zirkonoxid-Restaurationen

Vollkeramische Restaurationen sollten im Gegensatz zu metall-basierten keine primäre Friktion aufweisen, da diese rissinduzierende Zugspannungen auf der Innenseite der Restauration verursachen kann. Dies gilt auch für Zirkonoxid. Eine wesentliche Aufgabe des Befestigungsmaterials ist es daher, den Mangel an primärer Friktion zu kompensieren, um Retentionsverlusten entgegenzuwirken. Damit sollte die Auswahl des Befestigungsmaterials nicht beliebig, sondern nach bestimmten Richtlinien erfolgen.⁵

Im Allgemeinen gibt es verschiedene Klassen von Befestigungsmaterialien: die klassischen traditionellen Zemente sowie die Befestigungskomposite.

Voraussetzung für die Befestigung mittels klassischen Zementen auf Säurebasis (z. B. Zinkphosphat- oder Glasionomierzement) ist der formschlüssige Verbund zwischen präpariertem Zahn und Restauration. Dieser bedingt, wie auch die hydrophilen Eigenschaften klassischer Zemente, eine präzise Passung der Restauration. Eine Vorbehandlung zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz ist bei den traditionellen Befestigungszementen nicht zwingend notwendig. Klassische Zemente sollten nur bei Kronenpräparationen eingesetzt werden, die eine Stumpfhöhe von 4 mm oder mehr aufweisen und relativ steil präpariert wurden (6°- bis 15°-Konvergenzwinkel).⁷ Käme es zu einem Retentionsverlust, wäre dieser direkt sichtbar. Für Brücken aus Zirkonoxid-Keramik, die mit klassischen Zementen befestigt wurden, wird eine erhöhte Rate an Retentionsverlusten beschrieben.²⁷ Ein einseitiger Retentionsverlust an nur einem der Brückenanker kann zu erheblichen Problemen führen. Daher bevorzugt das Autorenteam bei vollkeramischen Brücken grundsätzlich eine adhäsive Befestigung.

Bei der adhäsiven Befestigung mit Befestigungskompositen entsteht durch das „Verkleben“ ein kraftschlüssiger Verbund, der infolgedessen gegenüber der Passung etwas toleranter ist. Obwohl bei der Verwendung adhäsiver Befestigungsmaterialien im Vergleich zu traditionellen Befestigungsmaterialien die Anwenderfreundlichkeit und die Feuchtigkeitstoleranz abnehmen, zeigt sich eine signifikante Verbesserung der mechanischen und optischen Eigenschaften. Weiterhin weisen adhäsive Befestigungsmaterialien eine hohe Abstrationsbeständigkeit auf und sind darüber hinaus durch die hydrophoben Eigenschaften nahezu unlöslich.

Im Gegensatz zur traditionellen Befestigung spielt bei der adhäsiven Befestigung mit Befestigungskompositen die Konditionierung der Zahnhartsubstanz und der Restauration eine entscheidende Rolle. Die Befestigungskomposite können anhand ihrer chemischen Bestandteile weiter eingeteilt werden in: 1) konventionelle Befestigungskomposite auf Basis von Bis-GMA, TEGDMA, UDMA sowie 2) Säuregruppen beinhaltende Befestigungskomposite. Letztere können wiederum anhand der enthaltenen Säuregruppen weiter unterteilt werden in: a) Befestigungskomposite mit 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat

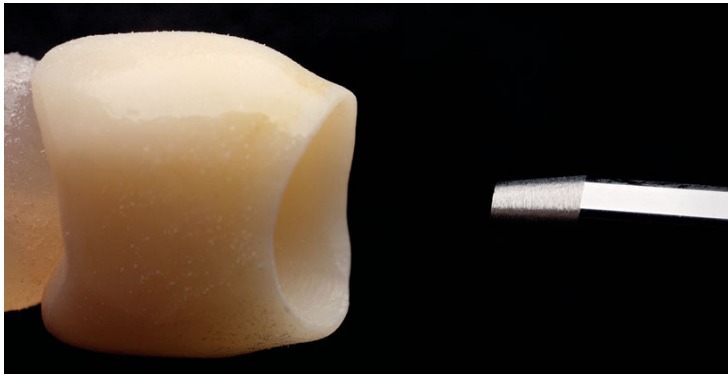


Abb. 17 Abstrahlen der Innenfläche der Krone als Vorbereitungsmaßnahme für die adhäsive Befestigung. Die Krone ist mithilfe von Clip (Voco, Cuxhaven) an einem Pinselhalter befestigt. Dies erleichtert das Handling.

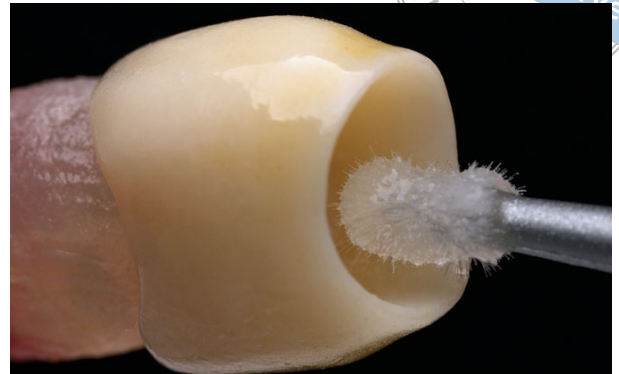


Abb. 18 Nach der Reinigung der abgestrahlten Innenfläche wird ein MDP-haltiger Haftvermittler (hier: Ceramic Primer Plus, Kuraray) hauchdünn aufgetragen.

(kurz: MDP) sowie b) selbstadhäsive Befestigungskomposite mit multifunktionellen Methacrylaten (z. B. Phosphorsäureester, Carbonsäure- oder Aminosäure-Derivate). Im Allgemeinen sind die selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien einfacher zu verarbeiten und somit effizienter zu handhaben als die konventionellen Befestigungskomposite, da bei ersteren die entsprechende Konditionierung der Zahnhartsubstanz entfällt.

Restaurationsseitig können die funktionellen Säuregruppen der Methacrylate sowie das MDP-Monomer eine direkte Interaktion mit dem Zirkonoxid eingehen. Hierbei bindet die Phosphatester-Gruppe des bifunktionellen MDP-Monomers chemisch an das Zirkonoxid, während die Methacrylat-Gruppe als Monomer-Basis die Polymerisation und die Aushärtung des Befestigungskomposits sicherstellt.

Bei der adhäsiven Befestigung ist daher die Wahl des Befestigungsmaterials sehr entscheidend. Folgende Kombinationen zeigen gute Verbundfestigkeiten zu Zirkonoxid:

- Selbstadhäsive Befestigungskomposite (z. B. RelyX Unicem, 3M ESPE, Neuss)
- Konventionelle Befestigungskomposite in Kombination mit einem MDP-Primer bzw. mit sauren Phosphat-, Phosphon-Gruppen-Adhäsivsystemen (z. B. Multilink Automix mit Monobond Plus [Ivoclar Vivadent]; Panavia V5 mit Ceramic Primer Plus [Kuraray])
- Viele der neuen Universaladhäsive, wie z. B. Scotchbond Universal (3M ESPE), beinhalten saure Monomere und können für die adhäsive Befestigung von Zirkonoxid-Restorationen eingesetzt werden

Eine wesentliche Voraussetzung für einen guten und dauerhaften chemischen Verbund ist die Reinigung, Aktivierung und Aufrauung (Oberflächenvergrößerung) der Restaurationsinnenfläche. Dies kann bei Zirkonoxid nicht durch eine chemische Konditionierung mit Fluorwasserstoffsäure erreicht werden, sondern nur durch eine sanfte mechanische Oberflächenbehandlung mithilfe eines Abstrahlgeräts. Die empfohlenen Parameter sind: Strahlendruck 1 bar, Strahlpartikelgröße $\leq 50 \mu\text{m}$, Abstand der Strahldüse ca. 10 mm.

In den folgenden Abbildungen wird ein Beispiel für das klinische Vorgehen dargestellt. Das Abstrahlen der Innenfläche der Krone als Vorbereitungsmaßnahme für die adhäsive Be-

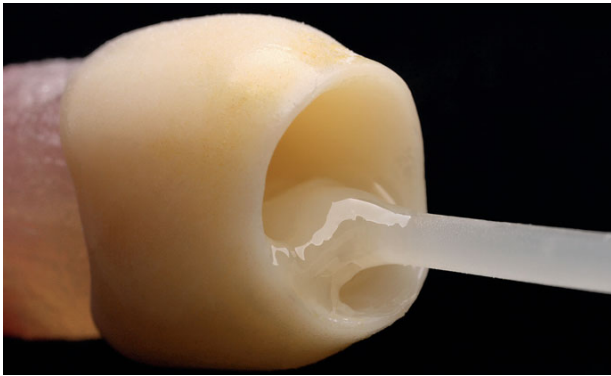


Abb. 19 Danach erfolgt die Applikation eines primär selbsthärtenden adhäsiven Befestigungsmaterials (hier: Panavia V5, Farbe Universal, Kuraray).

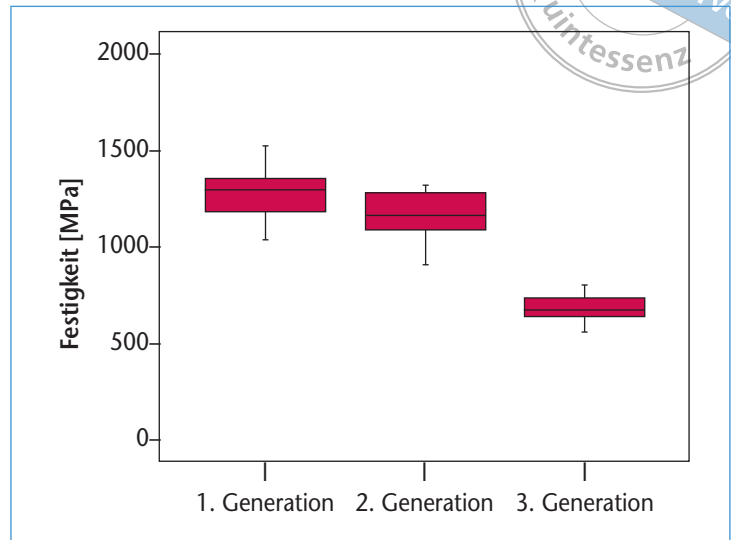


Abb. 20 Grafische Zusammenfassung der Festigkeitswerte in Abhängigkeit von der Zirkonoxid-Generation. Diese Daten stammen von der Firma pritidenta und wurden nur für diesen Beitrag aufbereitet.

festigung (Abb. 17). Die Krone ist mithilfe von Clip (Voco, Cuxhaven) an einem Pinselhalter befestigt. Dies erleichtert das Handling. Nach der Reinigung der abgestrahlten Innenfläche wird ein MDP-haltiger Haftvermittler (hier: Ceramic Primer Plus) hauchdünn aufgetragen (Abb. 18). Danach erfolgt die Applikation eines primär selbsthärtenden adhäsiven Befestigungsmaterials (hier: Panavia V5, Farbe Universal) (Abb. 19).

Indikationsbereiche der Zirkonoxid-Generationen

Das Zirkonoxid der 1. und 2. Generation wurde von den Zulassungsstellen aufgrund seiner hohen Festigkeitswerte (ISO 6872) als Restaurationsmaterial für mehrgliedrige Brücken eingruppiert. Die Abbildung 20 stellt die Biegefestigkeitswerte der Generationen dar. Zusammenfassend muss an dieser Stelle betont werden, dass das Zirkonoxid der 1. Generation die signifikant höchsten Festigkeitswerte liefert. Das Zirkonoxid der 3. Generation hingegen zeigt die signifikant tiefsten Festigkeitswerte.

Demnach ist das Zirkonoxid der 3. Generation lediglich für Kronen sowie dreigliedrige Brücken zugelassen. Die Indikationsbereiche beziehen sich hier überwiegend auf monolithische Restaurationen, welche aber durch den konstant gebliebenen WAK ebenfalls mit konventionellen Verblendmassen verblendet werden können.

Im Jahr 2013 fand eine DGPro-Konsensuskonferenz mit dem Thema „Vollkeramische Kronen und Brücken“ statt. In Rahmen dieser Veranstaltung wurde eine S3-Leitlinie entworfen, welche dem Praktiker eine Entscheidungshilfe bei prothetischen vollkeramischen Restaurationen geben soll.¹⁷ Alle Aussagen dieser Leitlinie sind mit Literatur fest untermauert. Folgend werden die Ergebnisse dieser Konferenz und somit der S3-Leitlinie zusammengefasst.

Nach fünf Jahren Beobachtungsdauer zeigen verblendete Zirkonoxid-Einzelkronen im Frontzahnbereich Überlebensraten zwischen 88 und 99 %^{12,19,22} und im Seitenzahnbereich

Zirkonoxid-Qualitäten (Gew.%)

Zirkonoxid	1. Generation 3Y-TZP	2. Generation 3Y-TZP	3. Generation 5Y-TZP
$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3 + \text{Al}_2\text{O}_3$	> 99,9	> 99,9	> 90
Y_2O_3	4,5–5,6	4,5–5,6	< 10
Al_2O_3	$0,25 \pm 0,1$	$0,05 \pm 0,02$	< 0,01
SiO_2	< 0,02	< 0,02	andere Oxide
Fe_2O_3	< 0,01	< 0,01	< 0,005
Na_2O	< 0,04	< 0,04	

Festigkeit/Bruchzähigkeit

Transluzenz

Abb. 21 Die Gegenüberstellung der drei Generationen.



Abb. 22 Alle drei Generationen der Zirkonoxide im Weißzustand. Die Rohlinge sind optisch kaum voneinander zu unterscheiden.

zwischen 79 und 99 %^{12,14}. Somit können diese Indikationen für verblendete Zirkonoxid-Kronen empfohlen werden.

Nach bis zu sechs Jahren Beobachtungsdauer liefern Studien Überlebensraten von dreigliedrigen verblendeten Zirkonoxid-Brücken im Frontzahnbereich von 89 bis 100 %^{12,15,18,41} und im Seitenzahnbereich nach fünf Jahren 90 bis 97 %^{12,18,25,29,30,41}. Somit wurde im Rahmen der Konsensuskonferenz eine evidenzbasierte Empfehlung für den möglichen Indikationsbereich dieses Materials herausgegeben.

Zu monolithischen Zirkonoxid-Restaurationen lagen zu diesem Zeitpunkt keine klinischen Studien vor.

Zusammenfassend werden in der Abbildung 21 die Vor- und Nachteile der drei Generationen dargestellt. Da sich die unterschiedlichen Zirkonoxid-Generationen im „Weißlings“-Zustand optisch kaum voneinander unterscheiden (Abb. 22), ist es umso wichtiger zu wissen, welcher Werkstoff dem Zahntechniker vorliegt und welches die Indikationsbereiche dieses Werkstoffs sind.



Material und Methode
*In-vitro-Untersuchung der
 Transluzenz anhand von
 Plättchengemetrien*

Herstellung der Prüfkörper und Politur

Für die Transluzenzuntersuchung der unterschiedlichen Zirkonoxid-Generationen (Generation 1–3) mittels Transmissions- und Reflektionmessung wurden insgesamt 40 Prüfkörper ($n = 10$ Prüfkörpern pro Material) aus den Materialien priti®multidisc ZrO₂ A2 Opaque (prிடента GmbH, Leinfelden-Echterdingen), priti®multidisc ZrO₂ A2 Translucent (prிடента GmbH) und priti®multidisc ZrO₂ A2 High Translucent (prிடента GmbH) mit einer CAD/CAM-Maschine ausgefräst (250i, imes-icore GmbH, Eiterfeld). Anschließend wurden sie mit folgenden Sinterparametern in einem Sinterofen (HT Speed Sinterofen, Mihm-Vogt, Stutensee-Blankenloch) gesintert: Aufheizen von Raumtemperatur mit 8 K/min auf 1450 °C, Haltezeit von 2 Stunden, Abkühlen mit 8 K/min bis auf Raumtemperatur.

Als Kontrollgruppen wurden zwei Lithiumdisilikat-Keramiken (LiSi₂) IPS e.max CAD LT A2 und IPS e.max CAD HT A2 (Ivoclar Vivadent) verwendet. Hier wurden die Prüfkörper mit einer Schneidemaschine (Secotom 50, Struers GmbH, Ballerup, Dänemark) aus den Lithiumdisilikat-Rohlingen abgetrennt. Im Anschluss erfolgte ein Kristallisationsbrand (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent) unter Verwendung des bereits herstellereitig einprogrammierten Programms.

Alle Prüfkörper wurden einheitlich bis 20 µm geschliffen und anschließend poliert, sodass sie nach der Politur die Endmaße von 140 x 120 mm und eine Dicke von $1,00 \pm 0,03$ mm hatten. Die verwendeten Keramiken sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

Tab. 1 Zusammenfassung der verwendeten Materialien.

Material	Produkt	Lot Nummer	Hersteller	Zusammensetzung
1. Generation	priti®multidisc ZrO ₂ A2 Opaque	Z83 A2 18	prிடента, Leinfelden-Echterdingen	/HfO ₂ : 94,0 % Y ₂ O ₃ : 4,5–5,4 % Al ₂ O ₃ : < 0,5 % andere: < 0,5 %
2. Generation	priti®multidisc ZrO ₂ A2 Translucent	A2Z33A218T		/HfO ₂ : 94,0 % Y ₂ O ₃ : 4,5–5,4 % Al ₂ O ₃ : < 0,5 % andere: < 0,5 %
3. Generation	priti®multidisc ZrO ₂ A2 High Translucent	5YZ-L65-280515-W-007-14-010 5YZ-L65-280515-W-007-14-011		/HfO ₂ : 90,7 % Y ₂ O ₃ : 9,3 % Al ₂ O ₃ : < 0,1 % andere: < 0,5 %
LiSi ₂ LT	IPS e.max CAD LT A2	U43692	Ivoclar Vivadent, Ellwangen	SiO ₂ : 57–80 % Li ₂ O: 11–19 % K ₂ O: < 13 % P ₂ O ₅ : < 11 % : < 8 % ZnO: < 8 % Al ₂ O ₃ : < 5 % MgO: < 5 % färbende Oxide: < 8 %
LiSi ₂ HT	IPS e.max CAD HT A2	U54553		SiO ₂ : 57–80 % Li ₂ O: 11–19 % K ₂ O: < 13 % P ₂ O ₅ : < 11 % : < 8 % ZnO: < 8 % Al ₂ O ₃ : < 5 % MgO: < 5 % färbende Oxide: < 8 %



Transluzenzmessungen

Um eine optimale Vergleichbarkeit der Prüfmethoden zu garantieren, wurden die Transmissions- und Reflektionsmessungen mit denselben Prüfkörpern durchgeführt.

Transmissionsmessungen

Die Transmissionen der Prüfkörper wurden mit einem Spektrophotometer (Lambda 35, Perkin Elmer Inc., Waltham, MA, USA) mit einer integrierten Ulbricht-Kugel (Labsphere RSA-PE-20, Labsphere Inc., North Sutton, NH, USA) mit Bariumsulfat-Standard gemessen. Zuvor wurden die Prüfkörper in einer 80%igen Ethanol-Lösung (Alkopharm 80, Brüggemann Alcohol, Heilbronn) in einem Ultraschallbad (Sonorex RK 102 H, BANDELIN electronic GmbH, Berlin) gereinigt und an der Luft getrocknet. Die Transmissionsmessung erfolgte mit der Lichtquelle D65 bei einem Wellenlängenspektrum von 400 bis 700 nm in Intervallen von 1 nm.

Vor den einzelnen Messungen wurde das Spektralphotometer ohne Prüfkörper im Lichtstrahl kalibriert, um den Wert von 100 % Transmission ($I_{\text{Auto-Zero}}$) zu definieren. Für die Messung wurden die Prüfkörper einzeln in einer speziellen Haltevorrichtung fixiert und in dem einfallenden Lichtstrahl des Photometers fixiert. Die Registrierung des durch den Prüfkörper reflektierten und gestreuten Lichtes erfolgte mittels des Bariumsulfat-Standards der Ulbricht-Kugel. Hierbei diente der Bariumsulfat-Standard der Reflektion aller nicht linear durch den Prüfkörper tretenden Lichtstrahlen auf den Detektor. Der vom Detektor registrierte Wert ($I_{\text{Prüfkörper}}$) wurde anhand der folgenden Formel zur Berechnung der Transmission verwendet: $\text{Transmission [\%]} = I_{\text{Prüfkörper}} / I_{\text{Auto-Zero}} * 100$.

Reflektionsmessung

Die Transluzenzwerte der Prüfkörper wurden zusätzlich über eine Opazitätsmessung mit einem Reflektionsspektrophotometer (CM-600d, Konica Minolta Business Solutions Deutschland, Berlin) im SCI-Modus und SCE (Glanzfall) mit einem MAV-Blendendurchmesser von 8 mm ermittelt. Die Reflektionsmessungen wurden mit der Lichtquelle D65 in einem Wellenlängenbereich von 400 bis 700 nm durchgeführt, wobei die Beleuchtung und die Betrachtung unter einem Winkel von 8° zur Prüfkörperoberfläche stattfanden. Für die gleichmäßig diffuse Beleuchtung bzw. Betrachtung der auf die Blende gelegten Prüfkörper sorgt eine im Reflektionsspektrometer integrierte, mit Bariumsulfat beschichtete Ulbricht-Kugel mit einem Durchmesser von 40 mm.

Vor den Messungen wurde das Reflektionsspektrophotometer mithilfe einer schwarzen lichtdichten Blendenabdeckung sowie mithilfe einer weißen Kalibrierprobe jeweils ohne Prüfkörper kalibriert. Diese Blendenabdeckungen wurden bei der Vermessung der Prüfkörper ebenfalls über die auf die Blenden gelegten Prüfkörper positioniert. Im Gegensatz zur Transmissionsmessung wurden die Opazitätswerte der Prüfkörper über die Helligkeitswerte der vermessenen Prüfkörper mit schwarzer Abdeckung ($I_{\text{Prüfkörper schwarz}}$) und mit weißer Kalibrierprobe ($I_{\text{Prüfkörper weiß}}$) bestimmt und der SCI-Wert ermittelt. Zusätzlich wurde die gerichtete Reflektion der Hochglanzprüfkörper durch den Einsatz einer Glanzfalle ausgeschlossen (SCE-Modus).

Die Opazitätswerte errechnen sich aus: $\text{Opazität [\%]} = I_{\text{Prüfkörper schwarz}} / I_{\text{Prüfkörper weiß}} * 100$.

Die Transluzenz-/Transmissionswerte errechnen sich aus der folgenden Formel: Transmission [%] = 100 % – Opazität [%]

Statistische Auswertung

Die gemessenen Transluzenzwerte – Transmission sowie Reflektion – wurden im ersten Schritt deskriptiv ausgewertet. Zusätzlich wurde die Annahme der Normalverteilung mittels Kolmogorov-Smirnov-Test geprüft. Da mehr als 95 % der Gruppen eine Normalverteilung aufzeigten, wurden die Daten im nächsten Schritt parametrisch ausgewertet. Dazu wurde eine multifaktorielle Analyse durchgeführt sowie die Unterschiede zwischen den Materialien mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse (1-way ANOVA) und die Unterschiede zwischen den Testmethoden mittels einem unabhängigen t-test berechnet. Alle p-Werte unter 0,05 wurden als statistisch signifikant gedeutet. Für diese Auswertungen wurde eine statistische Software SPSS Version 23 (IBM, North Castle, NY, USA) verwendet.

Optische Wahrnehmung realer Restaurationen ex vivo und in vivo

Herstellung der Kronen

Für ein In-situ-Implantat regio 35 (Bone Level NC 3,3 mm, Straumann, Freiburg) wurde auf Basis der indirekten Digitalisierung nach intraoraler konventioneller Präzisionsabformung (Impregum Penta, 3M ESPE) sowie Gipsmodellherstellung ein individuell gefräster Implantataufbau hergestellt. Für die laborseitige, indirekte Digitalisierung der Situation wurde in das Laboranalog des Gipsmodells ein CARES Mono-Scankörper eingebracht. Dieser wurde als Wax-up in einem 3Shape-Scanner (D911L, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) eingescannt und anschließend als Datensatz zu Straumann Cares für die Herstellung eines individuell gefrästen Titanaufbaus geschickt. Im Anschluss erfolgte die virtuelle Konstruktion der Kronenrestauration. Der dreidimensionale Konstruktionsdatensatz wurde als CAD-Datensatz im STL-Format (Surface Tessellation Language) zu der Firma pritidenta für die Herstellung der keramischen Kronen verschickt. Es wurden jeweils eine monolithische Krone aus Zirkonoxid der 1. Generation, der 2. Generation und der 3. Generation im Weißzustand gefräst und anschließend analog zu den Prüfkörpern für die Transluzenzmessungen gesintert. Folgend erfolgte eine Individualisierung der drei Zirkonoxid-Kronen nach Farbvorgabe VITA A3 mit Glasurmasse und Malfarben (VITA Akzent, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) unter gleichen Bedingungen.

Als Kontrolle analog zu den Transluzenzmessungen wurden zwei Kronen aus Lithiumdisilikat angefertigt und nach Herstellerangaben kristallisiert (Programat EP 5000). Die Lithiumdisilikat-Kronen wurden analog zu den Zirkonoxid-Kronen mit Malfarben nach Farbvorgabe VITA A3 individualisiert und glasiert (e.max CAD Crystall/Shades und Glaze).

Aus der Perspektive mit Aufsicht auf die Okklusalfäche der fertigen Kronen wurden auf einem Leuchttisch digitale Fotografien angefertigt (Kamera: Nikon D90, Nikkor Makroobjektiv AF-S Micro Nikkor 105 mm 1:2.8G, Nikon, Tokio, Japan; Blitz: Metz 15MS-1, Metz mecatech GmbH, Zirndorf). Diese Aufnahmen werden im weiteren Verlauf des Artikels mit „ex vivo“ bezeichnet. Weiterhin wurden intraorale Aufnahmen nach der Einprobe der Kronen auf dem eingegliederten Titanaufbau angefertigt (Nikon D90; Metz 15MS-1), welche später als „In-vivo“-Aufnahmen bezeichnet und im Vergleich zu den „Ex-vivo“-Aufnahmen diskutiert werden.

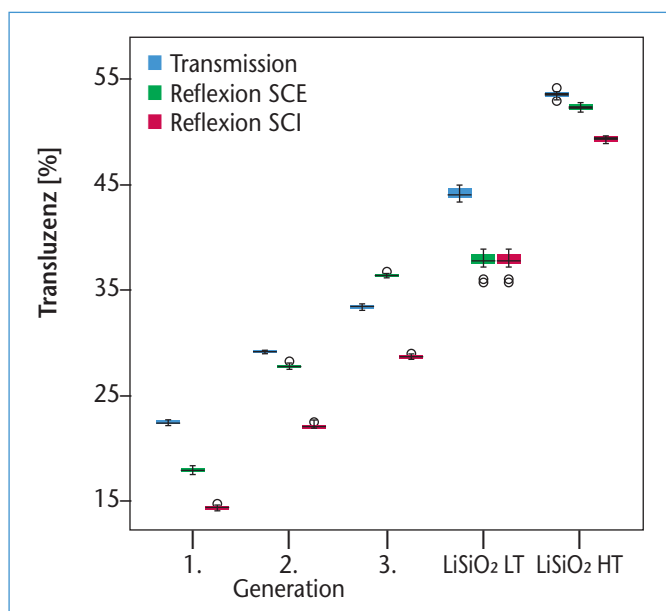


Abb. 23 Grafische Zusammenfassung der gemessenen Transmissions- sowie SCE- und SCI-Reflektionswerte für jedes Material separat.

Alle Messmethoden zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Materialien ($p < 0,001$) (Abb. 23). Es zeigte sich, dass die 1. Generation die geringsten Transluzenzwerte aufwies, gefolgt von der 2. und 3. Generation in zunehmender Reihenfolge ($p < 0,001$). Die höchsten Transluzenzen wurden bei LiSiO₂ HT, gefolgt von niedrigeren Transluzenzwerten der Gruppe LiSiO₂ LT gemessen ($p < 0,001$).

Innerhalb der 1. und 2. Generation von Zirkonoxid sowie der LiSiO₂ zeigte die Reflektionsmessmethode SCI signifikant tiefere Werte als die Reflektionsmessmethode SCE ($p < 0,001$). Die signifikant höchsten Transluzenzwerte wurden bei diesen Werkstoffklassen in der Transmissionsmessung erzielt ($p < 0,001$). Für die transluzenteren Materialien wurde eine andere Tendenz der Messmethoden beobachtet. In der 3. Zirkonoxid-Generation führte die Reflektionsmessung SCI zu den signifikant kleineren Transluzenzwerten als die Transmissionsmessung ($p < 0,001$). Die höchsten Transluzenzen wurden hier mit der Reflektionsmessung SCE ($p < 0,001$) beobachtet. Bei dem Material LiSiO₂ LT zeigten die beiden Reflektionsmessmethoden keinen Einfluss auf die Transluzenz ($p > 0,999$), jedoch waren diese Werte signifikant tiefer als jene, die mit der Transmissionsmessmethode gemessen wurden ($p < 0,001$).

Die deskriptiven Statistiken sind in der Tabelle 2 und der Abbildung 23 zusammengefasst.

Material	Transmission		Reflektion			
			SCE		SCI	
	MW ± SD	95 % CI	MW ± SD	95 % CI	MW ± SD	95 % CI
1. Generation	23 ± 0,1 ^a	(21;23)	18 ± 3,4 ^a	(16;20)	14 ± 0,6 ^a	(13;15)
2. Generation	29 ± 0,1 ^b	(28;30)	26 ± 3,0 ^b	(24;28)	22 ± 0,2 ^b	(21;23)
3. Generation	33 ± 0,2 ^c	(32;34)	33 ± 3,2 ^c	(30;35)	29 ± 0,1 ^c	(27;29)
IPS e.max CAD LT	44 ± 0,5 ^d	(43;45)	40 ± 3,2 ^d	(37;42)	38 ± 0,8 ^d	(36;39)
IPS e.max CAD HT	54 ± 0,3 ^e	(52;54)	52 ± 1,8 ^e	(49;53)	49 ± 0,2 ^e	(48;50)

Tab. 2 Messwerte der Transluzenzmessungen.



Abb. 24 Gegenüberstellung der verschiedenen Zirkonoxid-Generationen im Vergleich zu LiSi_2 -Keramik (v. l. n. r.: 1. Generation, 2. Generation, 3. Generation, LiSiO_2 LT und LiSiO_2 HT).



Optische Wahrnehmung realer Restaurationen ex vivo und in vivo

Bei dem Ex-vivo-Vergleich der Kronen auf dem Leuchttisch wirkte das Zirkonoxid der 1. Generation am wenigsten lichtdurchlässig (Abb. 24). Über das Zirkonoxid der 2. Generation bis hin zum Zirkonoxid der 3. Generation nahm die Lichtdurchlässigkeit zu. Die Krone aus Lithiumdisilikat-Keramik LT schien sogar geringfügig weniger lichtdurchlässig zu sein als die Zirkonoxid-Krone der 3. Generation. Die höchste Lichtdurchlässigkeit zeigte die Lithiumdisilikat-Keramik HT.

Bei den lateralen Aufnahmen des In-vivo-Vergleichs zeigte sich das Zirkonoxid der 1. Generation als opakestes Material. Die graue Farbe des Titanaufbaus schimmerte hierbei am wenigsten durch. Hinsichtlich der Kronen aus Zirkonoxid zeigte sich eine abnehmende Opazität von der 2. zur 3. Generation. Beide Kronen aus Lithiumdisilikat wiesen kaum sichtbare Unterschiede hinsichtlich der Opazität auf. Jedoch kam die graue Farbe des Titanaufbaus hier sichtbar zum Vorschein (Abb. 25).

Diskussion

Bei der Messung der Reflektionsparameter kann eine Erfassung der SCE-Werte von der Erfassung der SCI-Werte unterschieden werden.⁹ Bei der Messung der SCE-Werte wird nur die diffuse Reflektion des Prüfkörpers gemessen. Durch die Aktivierung der sogenannten „Glanzfall“ des Reflektionsspektrophotometers wird die gerichtete Reflektion des Lichtstrahls von dem Prüfkörper nicht in die Messwerte miteinbezogen. Im Gegensatz dazu wird bei den SCI-Werten durch die „Deaktivierung“ der Glanzfall sowohl die gerichtete als auch die diffuse Reflektion miterfasst.

Bei der vorliegenden Untersuchung resultieren die SCI-Messungen für alle Gruppen in geringeren Werten als die Transmissionsmessungen. Dennoch ist für beide Messmethoden eine ähnliche Tendenz der Ergebnisse zu erkennen. Im Gegensatz dazu ergibt sich die gleiche Tendenz der Werte für die SCE-Messung nur für die beiden LiSiO_2 sowie für die Zirkonoxidgruppen der 1. und 2. Generation. Beim Zirkonoxid der 3. Generation hingegen erzielt die Reflektionsmessung höhere Transluzenzwerte als die Transmissionsmessung. Frühere Untersuchungen ergaben ebenso verschiedene Korrelationen zwischen den Transluzenzwerten aus der Reflektionsmessung und der Transmissionsmessung.²

Beim Vergleich der SCI-Werte auf Übereinstimmung mit der Fotografie der klinischen Krone in vivo zeigte sich, dass die optische Erscheinung der verschiedenen Materialklassen auf dem Titanabutment ebenfalls die gleiche Tendenz aufwies, wie die Messwerte an sich. Für die Fotografien der klinischen Krone ex vivo konnte tendenziell eher eine Übereinstimmung mit den SCE-Werten gefunden werden. Hierbei ist jedoch zu erwähnen, dass



Abb. 25 In-vivo-Aufnahmen der verschiedenen Restaurationen am Zahn 45: a 1. Generation, b 2. Generation, c 3. Generation, d LiSiO_2 LT und e LiSiO_2 HT).

die 3. Generation des Zirkonoxids sogar noch lichtdurchlässiger wirkte als das LT-Lithiumdisilikat. In diesem Zusammenhang stellt auch der Einfärbeprozess der verschiedenen Materialklassen eine unbekannte Komponente dar. Anhand vorheriger Untersuchungen ist jedoch bekannt, dass die Farbkomponente an sich einen Einfluss auf die Transluzenz eines Materials hat.¹¹ Somit ist ein reiner Vergleich der Transluzenzeigenschaften zwischen den einzelnen Materialklassen nur bedingt möglich.

Neue Generationen von Zirkonoxid zeigen eine höhere Transluzenz, dies allerdings meistens mit dem Nebeneffekt einer geringeren Festigkeit. Eine Zunahme der Transluzenz kann daher nicht immer nur als vorteilig bewertet werden. Vor allem bei verfärbten Zahnstümpfen oder Metallaufbauten kann ein negatives Durchschimmern durch die Restauration ebenfalls eine negative Folge sein. Somit ist es wichtig, das Material nach den Indikationsbereichen korrekt auszuwählen und einzusetzen.

Fazit

Offenlegungserklärung

Die Transluzenzmessungen sind von der Firma pritidenta finanziert worden. Die Kronen für die klinischen Aufnahmen wurden ebenfalls von pritidenta hergestellt und den Universitätsmitarbeitern für diese Aufnahmen zur Verfügung gestellt. Die Autoren sind eigenständig für die Inhalte dieses Beitrags verantwortlich und wurden in keinem Fall von der Firma pritidenta beeinflusst.

Literatur

1. Cortellini D, Canale A. Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: a minimally invasive treatment concept. *J Adhes Dent* 2012;14:7–10.
2. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *J Dent* 2014, 42:1202–1209.
3. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials* 2002;23:937–945.
4. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 2003;23:2975–2982.
5. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(3):193–204.
6. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89–106.
7. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithiumdisilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig* 2013;17:275–284.
8. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*; doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019 [ahead of print].
9. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493–502.
10. <http://www2.konicaminolta.eu/eu/Measuring/pcc/de/part3/02.html>; Zugriff 03.05.2016.
11. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness and curing conditions. *J Dent* 2014;42:684–690.
12. Kerschbaum T, Faber FJ, Noll FJ, et al. Komplikationen von Cercon-Restaurationen in den ersten fünf Jahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 2009;64:81–89.
13. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont* 2016;8:37–42.
14. Kokubo Y, Sakurai S, Tsumita M, Ogawa T, Fukushima S. Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in Japanese patients: results after 5 years. *J Oral Rehabil* 2009;36:786–791.
15. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2012;25:21–23.
16. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21:930–937.
17. Meyer G, Ahsbahn S, Kern M, et al. S3-Leitlinie 083/012: Vollkeramische Kronen und Brücken. Aktueller Stand 08/2014.
18. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 2008;21:223–227.
19. Monaco C, Caldari M, Scotti R. Clinical Evaluation of 1,132 Zirconia-Based Single Crowns: A Retrospective Cohort Study from the AIOP Clinical Research Group. *Int J Prosthodont* 2013;26:435–442.
20. Nogiwa-Valdez AA, Rainforth WM, Zeng P, Ross IM. Deceleration of hydrothermal degradation of 3Y-TZP by alumina and lanthana co-doping. *Acta Biomater* 2013;9:6226–35.
21. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* 2015;57:255–261.
22. Örtorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent* 2012;40:527–530.
23. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1–25.
24. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:326–328.



25. Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *J Prosthet Dent* 2012;108:214–222.
26. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig* 2013;17:1765–1772.
27. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2013;26:164–171.
28. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental Prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:326–328.
29. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont* 2012;25:585–589.
30. Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2012;16:977–985.
31. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Noack F, Sener B, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J* 2014;33:591–598.
32. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;59:128–138.
33. Stawarczyk B, Jahn D, Becker I, Fischer J, Hammerle CHF. Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO₂-Kronen. *Quintessenz Zahntech* 2008;34:1246–1254.
34. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerle CHF. Effect of sintering temperature on flexural strength, grain size and contrast ratio. *Clin Oral Investig* 2013;17:269–274.
35. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Hammerle CHF, Roos M. Evaluation of flexural strength of hippped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;10:227–234.
36. Takaki M. Mechanical properties of Y₂O₃-stabilized tetragonal polycrystals after ageing at high temperature. *J Am Ceram Soc* 1986;69:519–522.
37. Takaki M. Mechanical properties of toughened – Y₂O₃ Ceramics. *J Am Ceram Soc* 1986;69:638–640.
38. Tosoh Corporation, Herstellerangaben von eigenen Untersuchungen der Gefügeumwandlung in monokline Phase. Tokyo, Japan: Tosoh Corporation, 2014.
39. Tsubakino H. Isothermal tetragonal-to-monoclinic phase transformation in a zirconia-eytria system. *Mater Trans* 2005;46:1443–1451.
40. Ueda K, Güth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J* 2015;34:310–314.
41. Wolleb K, Sailer I, Thoma A, Menghini G, Hammerle CH. Clinical and radiographic evaluation of patients receiving both tooth- and implant-supported prosthodontic treatment after 5 years of function. *Int J Prosthodont* 2012;25:252–259.



PD Dr. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc

Dr. Christine Keul

ZT Marlis Eichberger

Prof. Dr. Daniel Edelhoff

Nina Lümke, BSc

(Alle:)

Ludwig-Maximilians-Universität München

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Goethestraße 70

80336 München

E-Mail: bogna.stawarczyk@med.uni-muenchen.de

Dipl. Ing.-(FH) David Figge

Nibelungenstraße 93

64625 Bensheim

E-Mail: figge.david@gmail.com



Summary

This article describes the three generations of zirconia materials and their indications as veneered or monolithic restorations. The three zirconia generations are critically discussed in terms of their chemical, mechanical and optical properties. The cementation steps of zirconia restorations and their material background are presented respectively. Another point in the current article is the translucency measurement of the different zirconia generations, which is performed in transmission and reflection measurements. The authors compare the results of these measurements and discuss them on the basis of clinical photographs.