

IPS **e.max**<sup>®</sup>

# ZirCAD

Wissenschaftliche Dokumentation



# Inhalt

<b>1</b>	<b>IPS e.max System.....</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>IPS e.max ZirCAD .....</b>	<b>4</b>
2.1	IPS e.max ZirCAD – LABSIDE .....	5
2.2	IPS e.max ZirCAD - CHAIRSIDE .....	5
2.3	IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids .....	6
<b>3</b>	<b>Materialbeschreibung .....</b>	<b>7</b>
3.1	Zirkonium – Zirkon – Zirkoniumoxid: Was ist der Unterschied?.....	7
3.2	Zirkoniumoxid ist nicht gleich Zirkoniumoxid.....	8
3.3	Generationen von Zirkoniumoxid .....	13
<b>4</b>	<b>Technische Daten.....</b>	<b>19</b>
<b>5</b>	<b>Werkstoffkundliche Untersuchungen (<i>in-vitro</i>).....</b>	<b>20</b>
5.1	Biegefestigkeit .....	20
5.2	Bruchzähigkeit .....	22
5.3	Optische Eigenschaften.....	23
5.4	Verschleiss: Monolithische Materialien - Keramik und Antagonistenverschleiss .....	25
5.5	IPS e.max ZirCAD und verschiedene Verblendtechniken .....	25
5.6	Monolithisches Zirkoniumoxid - Wandstärke und Ermüdungsbeständigkeit.....	28
<b>6</b>	<b>Klinische Studien mit IPS e.max ZirCAD .....</b>	<b>29</b>
6.1	IPS e.max ZirCAD-Kronen und-Brücken verblendet mit IPS e.max Ceram.....	29
6.2	IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD oder IPS e.max Ceram .....	30
6.3	IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max ZirPress oder IPS e.max Ceram.....	31
6.4	IPS e.max ZirCAD monolithisch oder verblendet im Vergleich zu IPS e.max CAD und IPS Empress CAD.....	32
6.5	IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD: Ergebnisse nach 4 Jahren .....	33
6.6	Inlaybrücken aus IPS e.max ZirCAD, überpresst mit IPS e.max ZirPress .....	34
<b>7</b>	<b>Biokompatibilität .....</b>	<b>35</b>
7.1	Chemische Beständigkeit.....	36
7.2	Zytotoxizität .....	36
7.3	Genotoxizität.....	37
7.4	Radioaktivität .....	37
<b>8</b>	<b>Literatur.....</b>	<b>39</b>

# 1 IPS e.max System

IPS e.max ist ein innovatives Vollkeramiksystem, mit dem sich alle Indikationen abdecken lassen - vom dünnen Veneer bis zur mehrgliedrigen Brücke.

Es setzt sich aus zuverlässiger Lithium-Disilikat-Glaskeramik (IPS e.max Press und CAD), innovativer Zirkoniumoxidkeramik (IPS e.max ZirCAD) und einer abgestimmten Verblendkeramik (IPS e.max Ceram) zusammen. Die Überpresskeramik IPS e.max ZirPress, eine Fluor-Apatit-Keramik, ergänzt das vielseitige System. Mit den höchästhetischen und hochfesten IPS e.max Materialien werden vom dünnen Veneer bis zur mehrgliedrigen Brücke alle festsitzenden Indikationen realisiert. Auch Hybrid-Versorgungen sind möglich.



Abbildung 1: IPS e.max-Sortiment (im Uhrzeigersinn) - IPS e.max ZirCAD Scheiben und Blöcke, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirPress, IPS e.max Press und IPS e.max Ceram.

**IPS e.max ZirCAD** enthält Materialien für die universelle Herstellung von Zirkoniumoxid-Restaurationen. Das abgestimmte Produkt-Portfolio für die moderne CAD/CAM-Technik sorgt für wirtschaftliche Herstellungsprozesse und reproduzierbare, ästhetische Ergebnisse.

**IPS e.max CAD** ist eine vielseitige und zuverlässige Lithium-Disilikat-Glaskeramik für CAD/CAM-Verfahren. Sie wird für die Herstellung von Einzelzahnrestaurationen, Hybrid-Abutments und 3-gliedrige Brücken (Prämolarenbereich) verwendet.

**IPS e.max Press** ist die vielseitige und zuverlässige Lithium-Disilikat-Glaskeramik für die Press-Technik. Sie wird für die Herstellung von Einzelzahnrestaurationen, Hybrid-Abutment-Versorgungen und 3-gliedrige Brücken (Prämolarenbereich) verwendet.

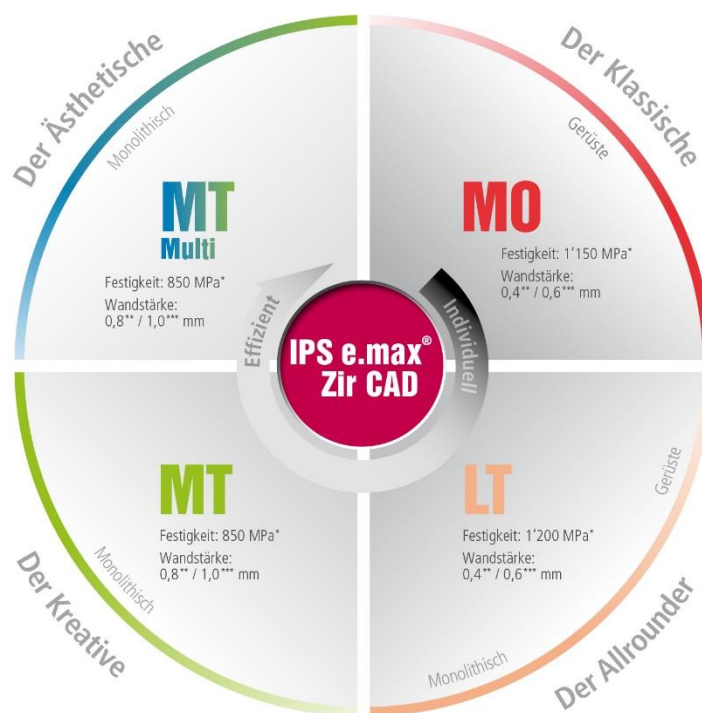
**IPS e.max ZirPress** ist eine Fluor-Apatit-Glaskeramik für das schnelle und effiziente Überpressen von Zirkoniumoxid-Gerüsten (z. B. IPS e.max ZirCAD).

**IPS e.max Ceram** ist eine höchästhetische Fluor-Apatit-Schichtkeramik, welche für die Charakterisierung und Verblendung von Lithium-Disilikat- und Zirkoniumoxid-Gerüsten verwendet wird.

## 2 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD ist ein vielseitiges und innovatives Zirkoniumoxid mit grossem Indikationsspektrum. Mit IPS e.max ZirCAD lassen sich neben Kappchen und Gerüsten auch vollanatomische Kronen und Brücken fertigen. Anwender profitieren dabei von Leistung, Vielseitigkeit und Funktionalität. IPS e.max ZirCAD ist das geeignete Material, wenn hohe Festigkeit, geringe Wandstärken und natürliche Ästhetik gefragt sind.

IPS e.max ZirCAD ist sowohl als Scheibe als auch als Block erhältlich. Die IPS e.max ZirCAD-Scheiben gibt es in drei Transluzenzstufen – mittlere Opazität (MO, Medium Opacity), niedrige Transluzenz (LT, Low Translucency) und mittlere Transluzenz (MT, Medium Translucency) – sowie als polychromatische Multi-Scheiben mit einem natürlichen Transluzenzverlauf (MT Multi). Die verschiedenen Transluzenzstufen sind für eine Vielzahl von unterschiedlichen Indikationen geeignet. Abbildung 2 und Kapitel 2.1 enthalten einen entsprechenden Überblick. Die LT- und MO-Blöcke<sup>1</sup> ergänzen das Sortiment.



\* Typischer Mittelwert der Biegefestigkeit in Abhängigkeit von der Transluzenz zwischen 850 – 1200 MPa, F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein  
 \*\* Frontzahn  
 \*\*\* Seitenzahn

Abbildung 2: IPS e.max ZirCAD-Sortiment nach Transluzenz (MO, LT, MT, MT Multi) und Indikation.

<sup>1</sup> Abhängig vom jeweiligen Angebot für die autorisierten CAD/CAM-Systeme.

## 2.1 IPS e.max ZirCAD – LABSIDE

### Indikationen:

Transluzenzstufe	Indikationen				
	Vollanatomische Kronen	Vollanatomische, 3-gliedrige Brücken	Vollanatomische, 4- bis mehrgliedrige Brücken mit max. 2 Zwischengliedern	Kronen-Gerüste	3- bis mehrgliedrige Brückengerüste mit max. 2 Zwischengliedern
<b>MT Multi</b> Medium Translucency mit Farbverlauf	✓	✓*			
<b>MT</b> Medium Translucency	✓	✓*			
<b>LT</b> Low Translucency	✓	✓	✓**	✓	✓**
<b>MO</b> Medium Opacity				✓	✓**

\* IPS e.max ZirCAD MT und IPS e.max ZirCAD MT Multi sind Discs für die Herstellung von maximal dreigliedrigen Restaurationen.

\*\* In Kanada sind Brückenindikationen limitiert auf maximal sechs Glieder mit maximal zwei zusammenhängenden Zwischengliedern.

### Kontraindikationen:

#### IPS e.max ZirCAD MT / MT Multi

- Verblendungen von MT Multi mit IPS e.max Ceram
- Brückenkonstruktionen mit mehr als 3 Gliedern
- Patienten mit stark reduziertem Restgebiss
- Bruxismus
- alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikationen aufgeführt sind
- provisorische Eingliederung

#### IPS e.max ZirCAD LT / MO

- Brückenkonstruktionen mit mehr als 2 zusammenhängenden Zwischengliedern
- Patienten mit stark reduziertem Restgebiss
- Bruxismus, für verblendete IPS e.max ZirCAD LT / MO-Restaurationen
- Zwei oder mehr zusammenhängende Extensionsglieder
- alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikationen aufgeführt sind
- provisorische Eingliederung

## 2.2 IPS e.max ZirCAD - CHAIRSIDE

IPS e.max ZirCAD LT-Blöcke sind nun auch für die Herstellung von Zirkoniumoxid-Restaurationen in einer Sitzung in der Zahnarztpraxis erhältlich. Monolithische Restaurationen können chairside vom Zahnarzt hergestellt werden. Diese Blöcke mit niedriger Transluzenz ermöglichen die Herstellung von ästhetischen Restaurationen ohne die Notwendigkeit einer zusätzlichen Verblendung.

Die LT-Blöcke sind monochromatisch voreingefärbt und sind in sieben A-D-Farben sowie einer Bleach-Farbe (BL) und in den Blockgrößen C17 und B45 erhältlich.

**Indikationen:**

- Vollanatomische Kronen im Front- und Seitenzahnbereich
- Vollanatomische 3-gliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich

Geeignet für die Nass- und Trockenbearbeitung

**Kontraindikationen:**

- Patienten mit stark reduziertem Restgebiss
- Alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikationen aufgeführt sind
- provisorische Eingliederung

### 2.3 IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids

Die IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids dienen zur Pinselinfiltration von Restauration vor dem Sinterprozess. Dafür stehen zwei verschiedene Arten von Flüssigkeiten zur Verfügung: Die IPS e.max ZirCAD MT Colouring Liquids dienen zur Einfärbung von IPS e.max ZirCAD MT BL-Restaurationen, während die IPS e.max ZirCAD LT Colouring Liquids für die Einfärbung von IPS e.max ZirCAD LT verwendet werden. Beide Färbeliquids sind in 16 A-D Zahnfarben und 5 Effektlíquids verfügbar.

Die Colouring Liquids sind wässrige Lösungen von Nitraten von Übergangsmetallen und Seltenerdmetallen (Färbelonen). Sie können mit dem Colouring Liquid Diluter, einer stark verdünnten wässrigen Salpetersäurelösung, verdünnt werden. Die Farbindikatoren sind wässrige Lösungen von Markierfarben, die den Colouring Liquids beigemischt werden können, um den Pinselinfiltrationsprozess sichtbar zu machen. Die Markierfarben verbrennen rückstandslos während des Sinterns. Die Colouring Liquids dringen in die Oberfläche der Restauration ein und die enthaltenen Kationen verbleiben nach dem Sintern in der Zirkoniumoxid-Matrix und sorgen so für die Einfärbung der fertigen Restauration. Sie sind innerhalb der Zirkoniumoxid-Matrix fest gebunden und können nicht ausgewaschen werden, wie durch chemische Löslichkeitsprüfungen nach ISO 6872:2015 (siehe Kapitel 7.1) bestätigt wurde. Da der Gehalt an färbenden Ionen sehr gering ist, wird die kristallographische Struktur der Gerüste nicht beeinflusst. Im Vergleich zu nicht-eingefärbtem Zirkoniumoxid ist die Kristallitgröße eher geringer. Die Verringerung der Korngröße hat jedoch keinen wesentlichen Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften.

**Indikationen:**

Die IPS e.max ZirCAD MT/LT Colouring Liquids sind gebrauchsfertige, wässrige Metallsalzlösungen zur Einfärbung von ungesinterten IPS e.max ZirCAD MT BL- und LT-Restaurationen mit Hilfe der Pinselinfiltrationstechnik.

**Kontraindikationen:**

Alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikationen aufgeführt sind

### 3 Materialbeschreibung

Die Menschheit ist sich schon lange der medizinischen und ästhetischen Vorteile von Zahnersatz bewusst. Schon vor mehr als 3500 Jahren versuchten die alten Ägypter, Zahnlücken im Gebiss zu schliessen. Dazu fertigten sie Zähne aus dem Holz des Maulbeerfeigenbaumes, die sie mit Golddraht an den Nachbarzähnen befestigten. Angeleitet durch dieses Prinzip, fertigten die Etrusker etwas ästhetischeren Zahnersatz aus Rinderzähnen an. Bis Anfang des 19. Jahrhunderts wurden für die Herstellung von Zahnersatz, neben Elfenbein auch natürliche menschliche Zähne verwendet, die auf den Schlachtfeldern jener Zeit gezogen wurden ("Waterloo-Zähne"). Die ersten Porzellanzähne wurden 1709 entwickelt. Es dauerte jedoch bis 1837, bis die industrielle Fertigung von Porzellanzähnen in England ihren Anfang nahm. Mit der Herstellung der ersten Vollprothesen aus Gummi und Porzellanzähnen (1846) wurde schliesslich ein neues Zeitalter in der prothetischen Zahnversorgung eingeleitet [1; 2].

Aufgrund ihrer Sprödigkeit und Bruchanfälligkeit eigneten sich die verfügbaren Keramikmaterialien jedoch nur bedingt für die Herstellung von dauerhaftem Zahnersatz. Bereits 1733 wurden Versuche unternommen, diese Einschränkungen durch den Einsatz von Metallgerüsten zu überwinden. Erst Anfang der 1960er wurde Metallkeramik durch den patentierten Einsatz von Goldlegierungen für Porzellanbindung in der restaurativen Zahnmedizin zugänglich. In der Zwischenzeit ist das Spektrum an Dentallegierungen beträchtlich gewachsen und auch Nichtedelmetall-Legierungen sind nun für die dentale Anwendung verfügbar [3].

Die Fortschritte im Bereich der Dentalkeramiken waren beträchtlich. Aufgrund ihres natürlichen, zahnähnlichen Aussehens und ihrer aussergewöhnlichen Biokompatibilität wurden metallfreie Restaurationen bei Patienten immer beliebter. In der dentalen Anwendung bietet Zirkoniumoxid aufgrund seiner hohen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit ein breites Indikationsspektrum. Das Material wird nunmehr seit über 15 Jahren in Dentallaboren für die Herstellung von Gerüsten und in jüngerer Zeit auch für vollanatomische Restaurationen angewendet [4]. In letzter Zeit hat das Interesse (und die Fähigkeit) in Bezug auf die Verwendung von Zirkoniumoxid für die Herstellung monolithischer Restaurationen zugenommen. Zurückzuführen ist dies auf die Entwicklung verschiedener Materialgenerationen, die eine breites Spektrum an optischen und mechanischen Eigenschaften bieten.

#### 3.1 Zirkonium – Zirkon – Zirkoniumoxid: Was ist der Unterschied?

Reines Zirkonium (Zr) ist ein eher weiches und formbares silbrig-glänzendes Metall, das optisch Edelstahl ähnelt. Zirkonium kommt in der Natur nur als Mineral vor, hauptsächlich als "Zirkon" ( $ZrSiO_4$ ) und seltener als Baddeleyit ( $ZrO_2$ ). Diese beiden Mineralien werden für die Herstellung von Zirkoniummetall und anderen Zirkonium-Verbindungen verwendet, wobei komplexe Herstell- und Reinigungsverfahren notwendig sind. Dentales Zirkoniumoxid besteht ausschliesslich aus synthetischen Pulverkomponenten und nicht aus natürlichen Mineralien. Der Rohstoff für dentales Zirkoniumoxid ist vom  $ZrSiO_4$  abgeleitet. Hierfür wird Zirkon chemisch gereinigt und in synthetische Zirkonium-Vorstufen (Precursor) umgewandelt, welche schliesslich mit Hilfe thermischer und mechanischer Verfahren in  $ZrO_2$  umgewandelt werden. Die meisten Zirkonium-Verbindungen enthalten Hafnium (Hf) als Verunreinigung. Es ist sehr schwierig, Hafnium während der Aufbereitung von Zirkonium zu trennen, da es dem Zirkonium

sehr ähnlich ist. Des Weiteren können Spuren von Thorium enthalten sein, welches eine geringe Radioaktivität im Zirkoniumoxid verursachen kann. Das ist hier jedoch kein Thema, da Dentalkeramiken gemäss Norm EN ISO 6872 produziert werden müssen (siehe auch Kapitel 7.4), welche die akzeptable Dosis an Radioaktivität präzise festlegt [5; 6].

Zirkoniumoxid ( $ZrO_2$ ), ein Oxid des Metalls, wird seit Ende des 19. Jahrhunderts als feuerfestes Material in der Glasherstellung angewendet [5]. Heute wird es auch für die Herstellung von Messern oder Golfschlägerköpfen benutzt und erfreut sich in seiner kubischen Kristallphase als diamantähnlicher Schmuckstein grosser Beliebtheit [7]. Seit 1970 wird Zirkoniumoxid aufgrund seiner vorteilhaften Eigenschaften, wie geringe Zytotoxizität, niedriges Korrosionspotenzial und geringe Bakterienanhaftung, in der Medizin und in der Zahnheilkunde eingesetzt [8].

### 3.2 Zirkoniumoxid ist nicht gleich Zirkoniumoxid

Obwohl der Rohstoff für dentales Zirkoniumoxid synthetisch gewonnen wird, können die Kristallstruktur und die kristallographischen Prozesse vom natürlichen Mineral Baddeleyit abgeleitet werden. Zirkoniumoxid ist polymorph. Das heisst, dass die gleichen Elemente in drei unterschiedlichen Kristallstrukturen existieren, abhängig von Temperatur und Druck. Man unterscheidet zwischen monokliner (m), tetragonaler (t) und kubischer (c) Kristallstruktur oder Phase (Abbildung 3). Bei Raumtemperatur liegt reines Zirkoniumoxid in der stabilsten Phase, der monoklinen Phase vor. Wenn die Temperatur auf ca. 1170°C steigt, wandelt sich die monokline Phase in die tetragonale Phase um, während das Volumen um etwa 4-5 % schrumpft. Aus der tetragonalen Phase entsteht dann bei ca. 2370°C die kubische Phase, wobei sich hier das Volumen nur noch geringfügig ändert. [5; 8-10].

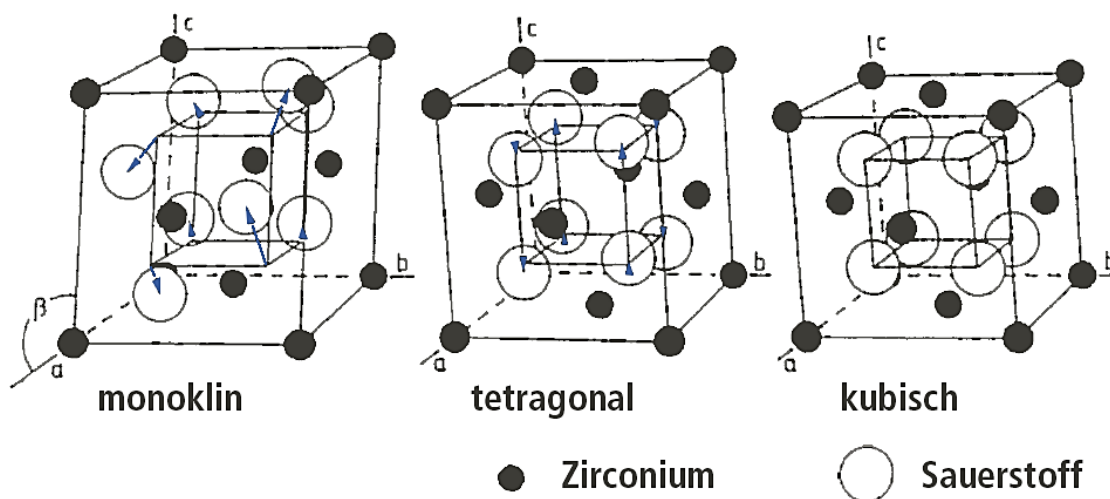


Abbildung 3: Die Kristallstrukturen von Zirkoniumoxid: monoklin, tetragonal und kubisch. Die Transformation von der kubischen in die tetragonale Phase geht mit einer Streckung der Sauerstoff-Ionen entlang der C-Achse einher. Durch die zusätzliche Scherung dieser Ionen (siehe Pfeilrichtung) wandelt sich die tetragonale Phase in die monokline Phase um (verändert nach [5]).

Diese reversiblen Transformationen des Kristallgitters (Abbildung 4) sind (1) diffusionslos (d. h. ohne Transport von Atomen), (2) erfolgen innerhalb eines Temperaturbereiches, nicht bei einer bestimmten Temperatur (d. h. sie sind athermisch) und (3) beinhalten Verschiebungen



in der Koordination der Kristallgitterpositionen. Solche Veränderungen sind charakteristisch für *martensitische Phasenumwandlungen*, wie beispielsweise in der Austenit-Martensit-Umwandlung in der Stahlerzeugung [5; 9].

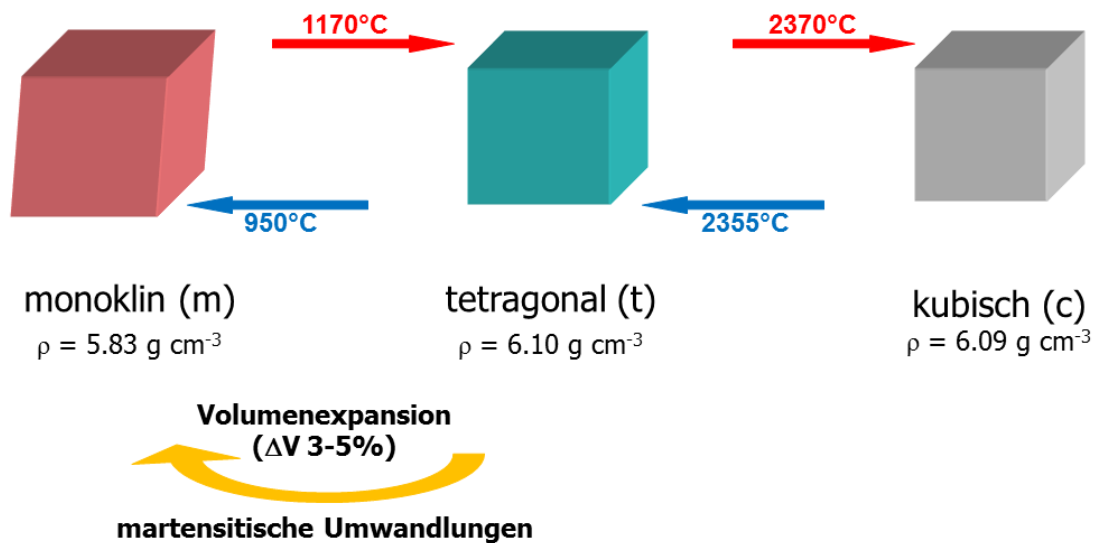


Abbildung 4: Zusammenhang zwischen Temperatur und Volumenveränderung aufgrund der Kristallgitterumwandlungen der Zirkoniumoxid-Phasen.

Abkühlung führt zu einer Volumenexpansion, insbesondere bei der t→m-Umwandlung. Es ist deshalb unmöglich, reines Zirkoniumoxid für biomedizinische Anwendungen zu nutzen, wo unbeschädigte Strukturen eine zwingende Notwendigkeit sind. Der Abkühlvorgang selbst führt zu weiteren Spannungen, welche durch die Starrheit des Kristallgitters hervorgerufen werden, das sich nicht an die abrupte Volumenzunahme anpassen kann. Entweder würde dies zu einer sofortigen Schädigung/Fraktur der gesinterten Keramik führen oder Restspannungen würden mit der Zeit zur Rissbildung führen.

Es wurde jedoch entdeckt, dass durch den Einbau von Komponenten wie Yttriumoxid ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ), Kalziumoxid ( $\text{CaO}$ ) oder Magnesiumoxid ( $\text{MgO}$ ) in das  $\text{ZrO}_2$ -Kristallgitter die monokline Phase bei Raumtemperatur unterdrückt wird. Diese Dotierstoffe stabilisieren die tetragonale als metastabile Phase bei Raumtemperatur oder sogar die kubische Phase bis Raumtemperatur. Durch die Beimischung von unterschiedlichen Mengen an Dotierstoffen (die Menge hängt auch von der Art des Stabilisators ab) wird teilstabilisiertes oder vollstabilisiertes Zirkoniumoxid gebildet [4; 5; 8-10]. Vollstabilisiertes Zirkoniumoxid wird entweder durch die Zugabe von 8 Mol%  $\text{Y}_2\text{O}_3$  oder 16 Mol%  $\text{MgO}$  oder  $\text{CaO}$  erhalten. Geringere Mengen der gleichen Dotierstoffe führen zu teilstabilisiertem Zirkoniumoxid mit überwiegend metastabilen tetragonalen und kubischen Phasen [10]. Während des Stabilisierungsvorgangs ersetzen die niedervalenten Dotier-Ionen ( $\text{Y}^{3+}$  in Abbildung 5) das  $\text{Zr}^{4+}$  im Kristallgitter, was zu Sauerstoffleerstellen führt. Die Metastabilität der tetragonalen Phase und somit die Stabilisierung des Zirkoniumoxids ist hauptsächlich auf die Existenz dieser Sauerstoffleerstellen zurückzuführen. Sie erlauben die Relaxation von Anionen und Kationen in Abhängigkeit von ihrer Distanz zu den Leerstellen [9].

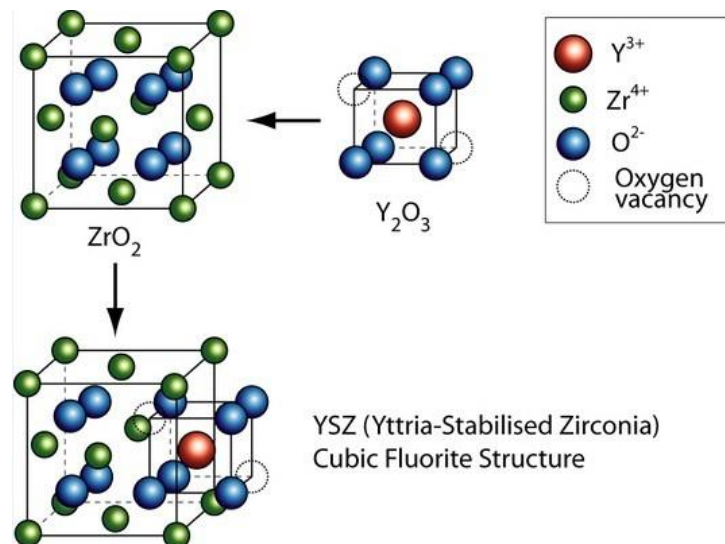


Abbildung 5: Stabilisierungsmechanismus und Bildung von Sauerstoffleerstellen (engl. Oxygen vacancy) durch das Dotieren von ZrO<sub>2</sub> mit Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. [Yttriumoxid stabilisiertes Zirkonoxid (Yttria-Stabilised Zirconia, YSZ), kubische Fluorit -Struktur (Cubic Fluorite Structure)]<sup>2</sup>.

So können durch die Zugabe von Stabilisatoren Keramiken mit bemerkenswerten Eigenschaften wie hoher Biegefestigkeit und Zähigkeit, hoher Härte und chemischer Beständigkeit geschaffen werden. Parameter wie Partikelgröße und Form, Dotierstoffgehalt und Temperatur beeinflussen die t→m-Umwandlung. Die tetragonale Phase kann bei Raumtemperatur in teilstabilisiertem Zirkonoxid nur erhalten werden (2-3 Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), wenn sich die Partikelgröße im Bereich 0.2 -1 µm bewegt [10].

Teilstabilisiertes Zirkonoxid (PSZ = **p**artially **s**tabilized **z**irconia) wurde umfassend untersucht und wird kommerziell genutzt. Die Keramiken bestehen hauptsächlich aus kubischer Phase mit tetragonalen, intragranularen Zirkonoxid-Domänen, die während des Temperns im Verlauf der Abkühlung gebildet werden. Der verwendete Stabilisator wird als Präfix vor den Namen gesetzt, z. B. Mg-PSZ für MgO oder Y-PSZ für Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> als Stabilisator. Der massgeschneiderte Abkühlungsprozess führt zur Bildung einer tetragonalen Phase mit definierter Größe und einer homogenen Verteilung innerhalb der kubischen Matrix. Sind die metastabilen, tetragonalen Partikel zu klein oder zu groß, verlieren sie ihre Umwandlungsfähigkeit oder werden sofort in die monokline Phase umgewandelt. Ausserdem ist während der Verarbeitung eine Reduktion von Porositäten und Defekten unerlässlich, um Keramiken mit ausreichender Festigkeit zu erhalten [5; 9].

Gesinterte Materialien aus Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalen Zirkonoxid-Polykristallen (Y-TZP = **y**ttria **s**tabilized-**t**etragonal **z**irconia **p**olycrystals) bestehen hauptsächlich (~98 %) aus der metastabilen tetragonalen Phase mit 96-99.8 % theoretischer Dichte. TZP-Keramiken werden überwiegend aus ultrafeinen und hochreinen synthetischen Rohstoffpulvern hergestellt. Die Menge des verwendeten Dotierstoffes wird vor der Abkürzung genannt, z. B. 3Y-TZP, wenn 3 Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> verwendet werden (siehe auch Tabelle 1). Es wurde festgestellt, dass hohe Festigkeitswerte mit einem hohen Anteil an tetragonaler Phase einhergehen, während ein hoher monokliner Phasenanteil zu niedrigen Festigkeitswerten führt. Die

<sup>2</sup> <https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/fuel-cells/printall.php> (11.05.2017)

Umwandlungsfähigkeit und die entsprechende Temperatur werden durch die Partikelgrösse bestimmt. Eine gezielte Anpassung der Partikelgrösse ist deshalb unerlässlich. Wenn die Korngrösse unter eine kritische Grösse sinkt, verliert das Material seine Fähigkeit zur t→m-Umwandlung während der Rissentwicklung, was zu einer Abnahme der Zähigkeit führt. Der Stabilisator und seine Konzentration steuern diese grössenabhängigen Effekte. Yttriumoxid hat sich in einem bestimmten Konzentrations- und Korngrössenbereich als der beste Stabilisator herausgestellt [5; 9].

	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
<b>Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	3	4	5
<b>Gew% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	5.35	7.10	8.80

Tabelle 1: Zusammenhang zwischen verwendeten Mol% an Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> und entsprechenden Gewichtsprozent (Gew%).

### 3.2.1 Vorteile der Umwandlung - Umwandlungsverstärkung

Obwohl die t→m-Umwandlung in reinem ZrO<sub>2</sub> nachteilig ist, sorgt sie in stabilisierten Zirkoniumoxid-Produkten für einen entscheidenden Vorteil. 1975 veröffentlichten Garvie et al. [11] ihre Erkenntnisse, dass die t→m-Umwandlung in teilstabilisiertem Zirkoniumoxid zu einer erhöhten Festigkeit und Zähigkeit des Materials führt. Sie verglichen diesen Verstärkungsmechanismus mit dem spannungs- und dehnungsinduzierten Mechanismus, der aus verstärktem Stahl bekannt ist (Austenit-Martensit-Umwandlung). Die Gruppe benutzte den Begriff "keramischer Stahl" für teilstabilisiertes Zirkoniumoxid, da es Merkmale aufweist, die jenen von verstärktem Stahl ähnlich sind: drei Allotrope, die metastabilen Phasen und die martensitische Umwandlung [9].

Die bemerkenswerten Aspekte, die sich aus der Umwandlung der metastabilen tetragonalen Phase zur monoklinen Phase ergeben sind (1) Umwandlungsverstärkung und (2) erhöhter Risswiderstand. Diese Eigenschaften von stabilisiertem Zirkoniumoxid sind für biomedizinische Anwendungen, wo Rissausbreitung ein kritisches Thema ist, ein herausragender Vorteil. Restspannungen oder äussere Spannungen nahe der Riss Spitze (in der Riss-Frontzone in Abbildung 6) führen zur t→m-Umwandlung und der damit verbundenen Volumenexpansion. Die Umwandlung führt zur Bildung einer Umwandlungszone (Mischung aus roten und blauen Körnern in Abbildung 6), anfänglich in der Nähe der Riss Spitze und im weiteren Verlauf entlang den Rissflanken. Die Grösse und Mikrostruktur (z. B. Korngrösse) der Umwandlungszone kontrolliert die Verstärkung. In Y-TZP-Materialien ist diese Zone typischerweise in der Grössenordnung einiger Mikrometer. Aufgrund der Volumenzunahme und der einhergehenden intrinsischen Spannung steht die Umwandlungszone unter Druckspannung, die den Riss unterdrückt oder sogar schliesst und somit ein weiteres Wachstum verhindert. Durch den Energieverbrauch dieses Prozesses (Energie, die sonst für das Risswachstum benötigt würde), steigt die Bruchzähigkeit (K<sub>IC</sub>) des Materials. Insgesamt hemmt der Prozess die Rissausbreitung und erhöht die Bruchzähigkeit des Materials. [5; 8-10]

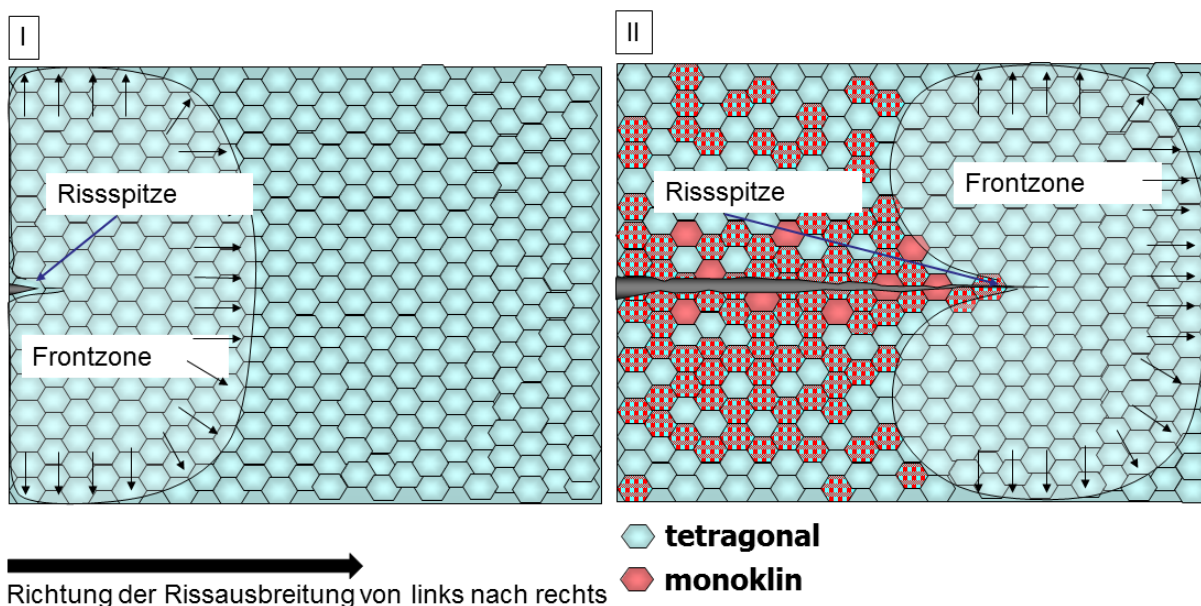


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Umwandlungsverstärkung in Y-TZP aufgrund von anfänglicher Rissbildung.

Rissablenkung ist ein weiterer Verstärkungsmechanismus in Keramiken. Dabei ändert ein Riss seine Richtung wenn er auf Poren- oder Korngrenzen trifft [10].

### 3.2.2 Alterungsprozess - Hydrothermale Alterungsunbeständigkeit

Aufgrund einiger Problem in der Orthopädie Anfang der 2000er ist es allgemein bekannt, dass Zirkoniumoxid anfällig für Alterung oder die sogenannte hydrothermale Alterungsunbeständigkeit ist (LTD = low temperature degradation). Während dieses Alterungsprozesses wandelt sich die metastabile tetragonale Phase durch eine langsame Umwandlung in die stabile monokline Phase um. Der Prozess beginnt an der Oberfläche in Gegenwart von Wasser bei relativ niedrigen Temperaturen [9; 12]. Die Auswirkungen der LTD sind Oberflächenveränderungen wie Ausbrüche und Mikrorisse, was zu einem Absinken der Festigkeit führt [13]. Abbildung 7 zeigt eine schematische Darstellung dieses Prozesses.

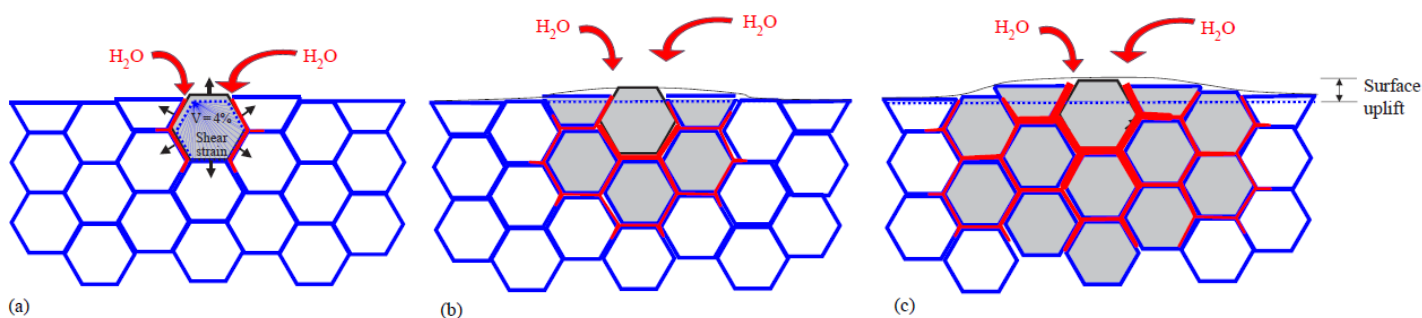


Abbildung 7: Schematische Darstellung des Alterungsprozesses. Ausgehend von einem einzelnen Korn an der Oberfläche (a), gefolgt von einer Kaskade von Umwandlungen nebeneinander liegender Körner (graue Zone), führt der Prozess schliesslich zur Bildung von Mikrorissen (Eindringen von Wasser entlang der roten Linie) und Oberflächenrauigkeit (b und c) (verändert nach [12]).

Die Alterung beginnt mit der Umwandlung eines einzigen Kornes (Abbildung 7(a)) an der Oberfläche durch einen spannungsinduzierten Mechanismus. Dies wird durch Eigenschaften oder Probleme unterstützt, die für die Stabilität der tetragonalen Phase von Nachteil sind, wie z. B. Restspannungen, grosse Korngrößen, niedriger Yttriumoxid-Gehalt oder das Vorhandensein von Körnern aus rein kubischer Phase. Die Umwandlung führt zur typischen Volumenzunahme, die in den angrenzenden Körnern Spannungen induziert und Mikrorisse auslöst. Dies führt schliesslich zu einer Umwandlungskaskade, durch die sich die Transformationszone ausbreitet (grauer Bereich in Abbildung 7). Durch die Mikrorisse (rote Linien in Abbildung 7) kann Wasser weiter in die Struktur eindringen und der Alterungsprozess setzt sich weiter fort. Diese LTD-generierten Umwandlungszonen verursachen Oberflächenrauigkeiten und können zu Ausbrüchen als Folge von Verschleiss führen. [9; 12]

Strategien zur Verringerung des Risikos von LTD in 3Y-TZP umfassen die Reduktion der Partikelgrösse, Erhöhung des Yttriumoxid-Gehalts, Zugabe von  $Al_2O_3$  und die Änderung der chemischen Synthese zur Gewinnung der  $ZrO_2$ -Ausgangspartikel. Es muss ebenfalls beachtet werden, dass die maschinelle Bearbeitung zu Spannungszuständen an der Oberfläche führen kann, welche die LTD-Anfälligkeit des Materials erhöhen können. [10]

### 3.3 Generationen von Zirkoniumoxid

Für festsetzende vollkeramische dentale Versorgungen kommen unterschiedliche Arten von medizinischem Zirkoniumoxid zum Einsatz. Sie unterscheiden sich durch ihre chemische Zusammensetzung und insbesondere durch den Gehalt des Stabilisator  $Y_2O_3$ . Bis 2014 wurde nur das hochfeste 3Y-TZP für die Herstellung von Restaurationen verwendet - von Einzelkronen bis hin zu mehrgliedrigen, implantatgetragenen Brücken. Heute variieren die verwendeten Zirkoniumoxidarten. Sie bieten eine verbesserte Transluzenz für ästhetische, vollanatomische (monolithische) Versorgungen, bei geringeren mechanischen Eigenschaften. Diese Verringerung der Festigkeit und Bruchzähigkeit bringt gewisse Einschränkungen in Bezug auf das Indikationsspektrum, die Wandstärken und die Verbinderquerschnitte mit sich.

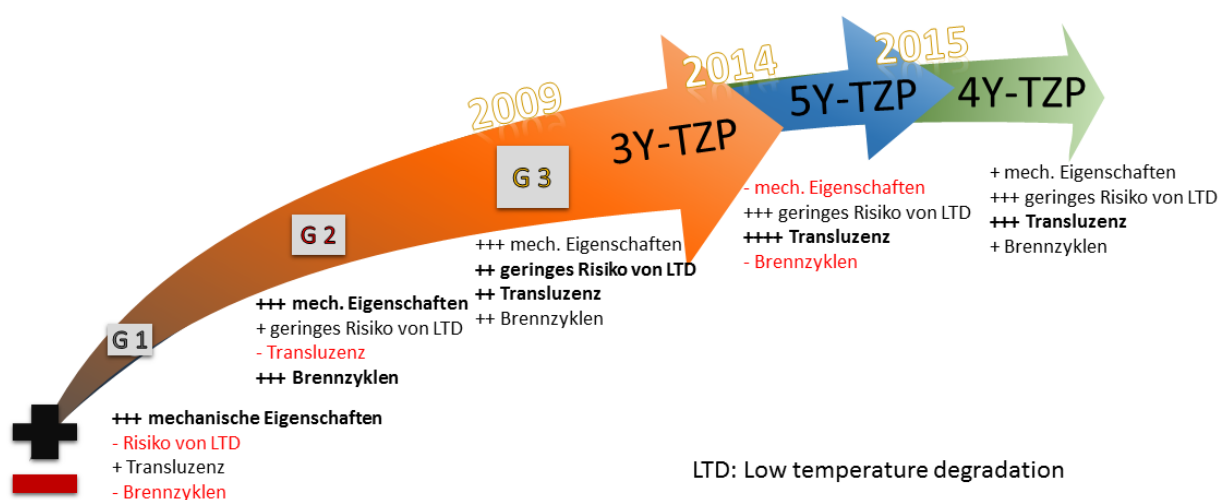


Abbildung 8: Entwicklung und Eigenschaften der Zirkoniumoxidarten für den Dentalbereich: Verschiedene Generationen von 3Y-TZP bis 2014. Nach 2014 wurden die 5Y-TZP-Materialien im Dentalmarkt eingeführt. Hydrothermale Alterungsunbeständigkeit (Low temperature degradation, LTD) beschreibt die Alterungssensibilität von Zirkoniumoxid.

Die IPS e.max ZirCAD Scheiben und Blöcke können in zwei Gruppen unterteilt werden: die hochfesten 3Y-TZP-Materialien IPS e.max ZirCAD LT und MO sowie die transluzenten 4Y-TZP-Produkte mit niedrigeren mechanischen Eigenschaften (IPS e.max ZirCAD MT Multi und MT).



Abbildung 9: IPS e.max ZirCAD sind als vorgesinterte Scheiben und Blöcke für die CAD/CAM-Technologie erhältlich.

Die Erhöhung des Yttriumoxid-Gehalts beeinflusst die Korngröße in der Mikrostruktur (siehe Abbildung 10) und den Wärmeausdehnungskoeffizienten. Er kontrolliert die wichtigsten physikalischen Eigenschaften. Dieser Einfluss auf die mechanischen und optischen Eigenschaften wird in den folgenden Kapiteln detailliert beschrieben.

ZirCAD MT Multi			
	ZirCAD MO / LT	ZirCAD MT	«Zirconia Anterior»
	3Y-TZP/4.5 – 6.0 Gew.% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Tetragonale Phase und keine kubische Phase	4Y-TZP/6.5 – 8.0 Gew.% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Tetragonale Phase und etwas kubische Phase (25%)	5Y-TZP/9.0 – 10.0 Gew.% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Tetragonale Phase und mehr kubische Phase (50%)
Korngröße [µm]	0.50	0.65	0.85
Wärmeausdehnungs- koeffizient WAK [µm/m*K]	10.5	10.4	9.8 – 10.1

Abbildung 10: Überblick über die verwendeten Arten von TZP-Materialien im IPS e.max ZirCAD-Portfolio sowie deren Eigenschaften.

### 3.3.1 3Y-TZP

Die ersten Generationen von dentalem Zirkoniumoxid basierten alle auf 3Y-TZP. Yttriumoxid-stabilisierte tetragonale Zirkoniumoxid-Polykristalle (Y-TZP = yttria stabilized-tetragonal zirconia polycrystals) bestehen aus feinkörnigem Zirkoniumoxid mit kleinen Mengen an  $Y_2O_3$  als Dotierstoff. Diese vollkristallinen 3Y-TZP-Keramiken (IPS e.max ZirCAD LT und MO) haben die folgende Zusammensetzung:

Komponente	Inhalt
Zirkoniumoxid ( $ZrO_2$ )	88.0 - 95.5 Gew.%
Yttriumoxid ( $Y_2O_3$ )	> 4.5 - ≤ 6.0 Gew.%
Hafniumoxid ( $HfO_2$ )	≤ 5.0 Gew.%
Aluminiumoxid ( $Al_2O_3$ )	≤ 1.0 Gew.%
Andere Oxide zur Einfärbung	≤ 1.0 Gew.%

Tabelle 2: Typische Zusammensetzung von 3Y-TZP.

Nach der Sinterung besteht das Material aus ca. 98 % metastabiler tetragonaler Phase. Die Umwandlungstendenz hängt von der Korngrösse ab, weshalb gute 3Y-TZP-Keramiken mit Körnern von homogener Form und Grösse entwickelt werden (siehe ). Aufgrund passender Temperaturbedingungen während der Sinterung beträgt die typische Korngrösse 0.5  $\mu m$ . Wenn die Korngrösse unter eine kritische Grösse schrumpft (< 0.3  $\mu m$ ), verliert das Material seine Fähigkeit zur t→m- Umwandlung während der Rissentwicklung und damit sinkt die Zähigkeit. [5; 9]

Im Vergleich zu Glaskeramiken hat Zirkoniumoxid generell gewisse optische Nachteile aufgrund des relativ hohen Brechungsindex, was zu einem hohen Grad an Totalreflexion führt. Der Brechungsindex verändert sich in Abhängigkeit von der Ausrichtung der tetragonalen Kristalle im Zirkoniumoxid, was Doppelbrechung<sup>3</sup> verursachen kann. Der hohe Reflexionsgrad führt zu einer spiegelnden Oberfläche, welche glänzender ist als die natürlichen Zähne, was zu einer schlechten Ästhetik führt. Ausserdem führt die hohe Anzahl an kleinen, kristallinen Körnern, möglichen Poren und ausgefällten  $Al_2O_3$ -Körnern zu einer enormen Menge an Grenzflächen. Diese Grenzflächen streuen das passierende Licht und verursachen eine Verringerung der Lichtdurchlässigkeit, was zu einer weiteren Verschlechterung der Transluzenz und damit der Ästhetik führt. Ein höherer Yttriumoxid-Gehalt führt zu einer Reduktion der Doppelbrechung und zu einer Erhöhung der Korngrösse. Daher sind 3Y-TZP-Materialien opaker als Zirkoniumoxidkeramiken, die einen höheren Gehalt an  $Y_2O_3$  aufweisen (z. B. 4Y-/5Y-TZP).

Diese eher schlechten ästhetischen Eigenschaften machen eine zusätzliche Verblendung mit passenden Produkten, wie z. B. IPS e.max Ceram und IPS e.max ZirPress, notwendig oder wünschenswert. Verblendmaterialien weisen jedoch nicht die gleiche Festigkeit auf wie Zirkoniumoxid, was wiederum zu Abplatzungen (chipping) an der Oberfläche führen kann.

<sup>3</sup> Optisch anisotrope Materialien besitzen die Fähigkeit zur Doppelbrechung von Licht. In solchen Fällen wird ein Lichtstrahl aufgrund des Brechungsindex, welcher von der Orientierung der Kristalle abhängig ist, in zwei Strahlen mit etwas unterschiedlichen Bahnen gespalten.

Unterschiede im WAK (**W**ärmeausdehnungskoeffizient) von Zirkoniumoxid und dem Verblendmaterial, sowie schlechte Passung von Gerüst und Verblendung, können zu zusätzlichen intrinsischen Spannungen führen, die einen Bruch der Restauration hervorrufen können. [4]

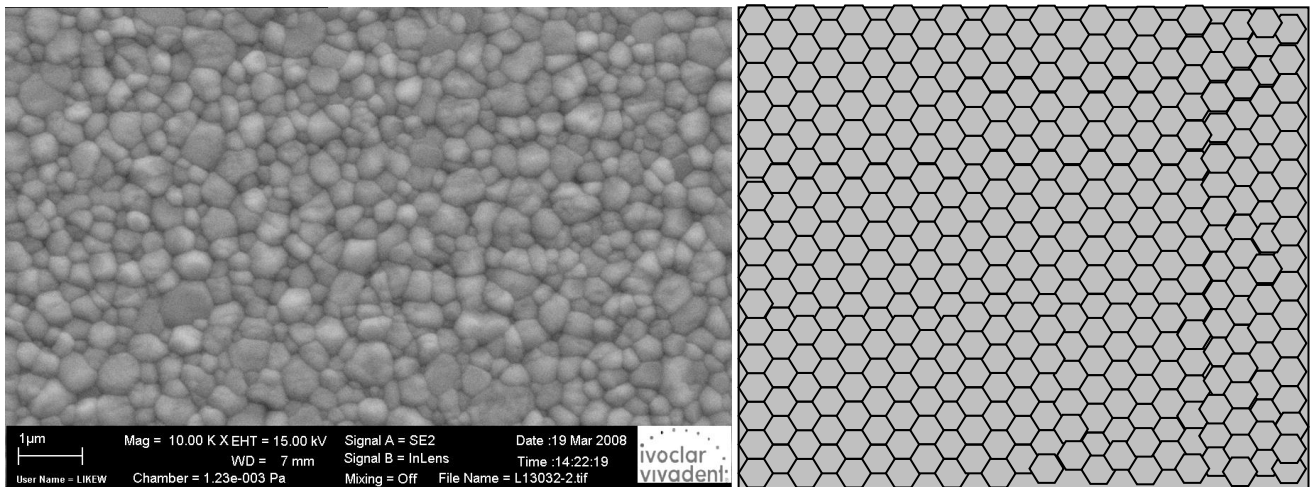


Abbildung 11: Mikroskopische Aufnahme von 3Y-TZP-Material und schematische Darstellung der einheitlichen Körnern.

Einige Eigenschaften von 3Y-TZP wurden mit der Entwicklung der neuen Generationen von 3Y-TZP verbessert. Einerseits wurden die Menge und die Grösse der  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Körner minimiert, was eine Erhöhung der Transluzenz, verbesserte Festigkeit und Langzeitstabilität zur Folge hatte. [4] Andererseits wurde die Verarbeitung der Rohstoffe optimiert, was zu geeigneteren Rohpulverpartikeln führte. Die Verbesserungen der optischen Eigenschaften waren jedoch unzureichend, was die Verwendung und die damit verbundenen Nachteile von Verblendmaterialien immer noch notwendig macht.

### 3.3.2 4Y-TZP und 5Y-TZP

Um Nachteile wie hohe Opazität und das Risiko von Abplatzungen zu vermeiden, wurden neue Generationen von  $\text{ZrO}_2$  notwendig. Für die neuen, transluzenten Dentalzirkoniumoxide wurde der Gehalt an  $\text{Y}_2\text{O}_3$  erhöht. Dadurch entstanden zwei kristalline Materialien: 4Y-TZP (4 Mol%  $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) und 5Y-PSZ (5 Mol%  $\text{Y}_2\text{O}_3$ ). Aufgrund der Erhöhung des  $\text{Y}_2\text{O}_3$ -Gehalts tritt die kubische Phase neben der metastabilen tetragonalen Phase auf. Die Menge der kubischen Phase (siehe Abbildung 12) steigt von etwa 25 % in 4Y-TZP-Materialien auf bis zu 50 % in 5Y-TZP-Materialien an. Letztere enthalten mitunter die kubische Phase als Hauptphase (über 50 %), weshalb 5Y-TZP manchmal auch als teilstabilisiertes Zirkoniumoxid (5Y-PSZ = **p**artially **s**tabilized zirconia) bezeichnet wird. In 4Y-TZP und 5Y-TZP sind die Körner grösser als in 3Y-TZP, was zu weniger Korngrenzen, geringerer Doppelbrechung und Lichtstreuung führt. Das Material weist daher eine höhere Transluzenz auf als 3Y-TZP.



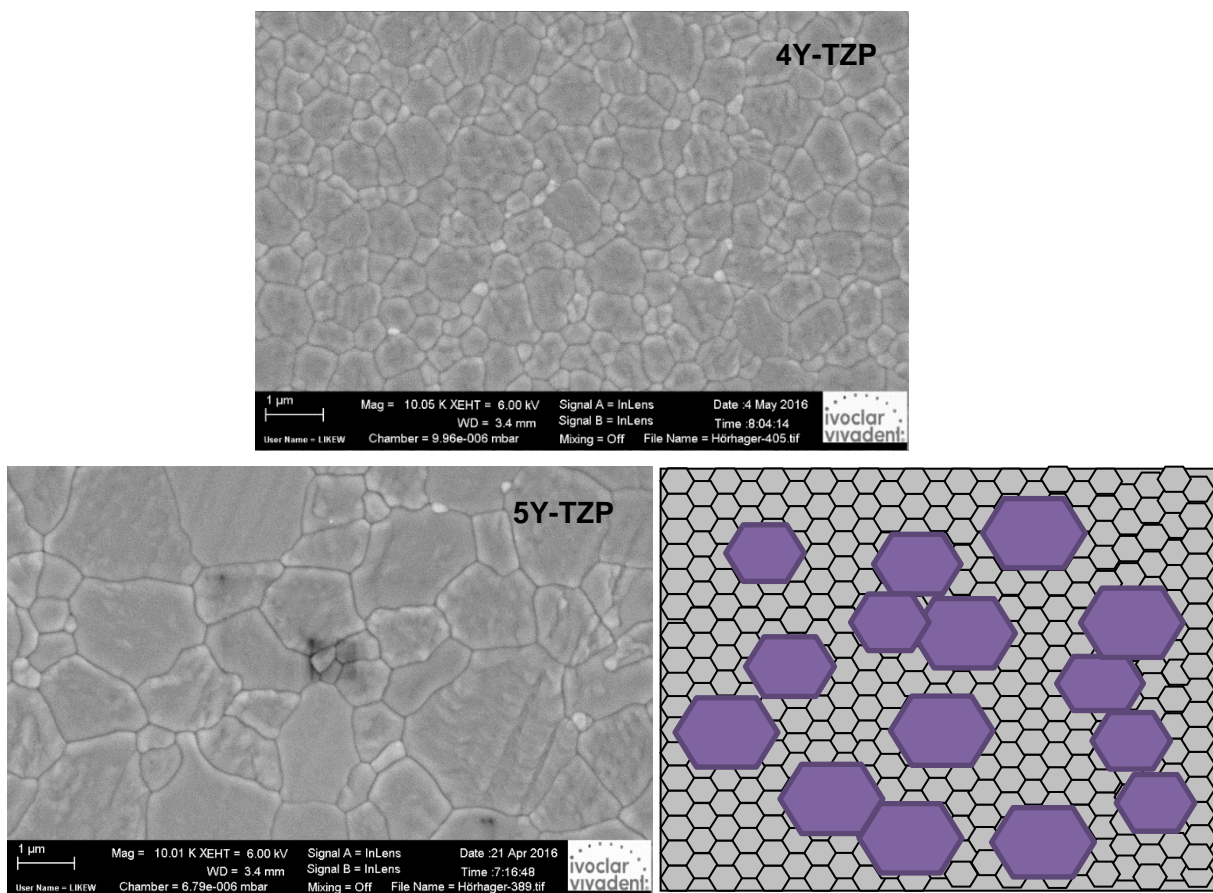


Abbildung 12: Mikroskopische Aufnahme eines 4Y-TZP- (obere Grafik) und eines 5Y-TZP-Materials sowie schematische Darstellung (untere Grafiken). Die schematische Darstellung zeigt die 50:50-Zusammensetzung aus tetragonaler (grau) und kubischer (violett) Phase von 5Y-TZP.

Die niedrigere Bruchzähigkeit im Vergleich zu 3Y-TZP ist ein gewisser Nachteil dieser neuen transluzenten  $ZrO_2$  Materialien. Diese transluzenten Materialien haben geringere Anteile an tetragonaler Phase (75 % bei 4Y-TZP und ~50 % bei 5Y-TZP), was die Möglichkeit der  $t \rightarrow m$ -Umwandlung verringert und damit auch eine geringere Umwandlungsverstärkung zur Folge hat. Ausserdem sinkt der WAK bei steigendem  $Y_2O_3$ -Gehalt. Die unterschiedlichen WAK-Werte der verschiedenen Zirkoniumoxid-Produkte können deshalb zu Problemen mit den Verblendmaterialien führen. Die Verblendmaterialien sind in Hinblick auf die WAK-Unterschiede zwischen Gerüst und Verblendung (resultierende Spannungsverteilung beachten) nicht speziell für die jeweilige Art von Zirkoniumoxid entwickelt worden und können vornehmlich nur für 3Y-TZP in grösserer Wandstärke verwendet werden.

Material	LiS <sub>2</sub>	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
<b>Biaxiale Biegefestigkeit [MPa]</b>	500 ± 60	1000 ± 200 <sup>(*)</sup>	750 ± 100 <sup>(*)</sup>	600 ± 50 <sup>(*)</sup>
<b>Bruchzähigkeit [MPa√m]</b>	2.25 ± 0.25	5.00 ± 0.25	3.75 ± 0.25	2.40 ± 0.25
<b>Wärmeausdehnung [μm/m*K]</b>	10.15 ± 0.25	10.50 ± 0.25	10.40 ± 0.25	9.95 ± 0.25

Tabelle 3: Materialeigenschaften von Lithium-Disilikat-Glaskeramik (LiS<sub>2</sub>) und 3Y-/4Y- und 5Y-TZP. <sup>(\*)</sup> Durch Beschleifen/Polieren der Proben können die Festigkeitswerte aufgrund der Bildung von Druckspannung in der Oberfläche um bis zu 40 % erhöht werden.

Pulvermischungen können zu einer Steigerung der Bruchzähigkeit führen. Dabei darf jedoch nicht vergessen werden, dass die Festigkeit durch die schwächste Komponente der Mikrostruktur bestimmt wird, wie z. B. Poren oder Ansammlungen von grossen Körnern.

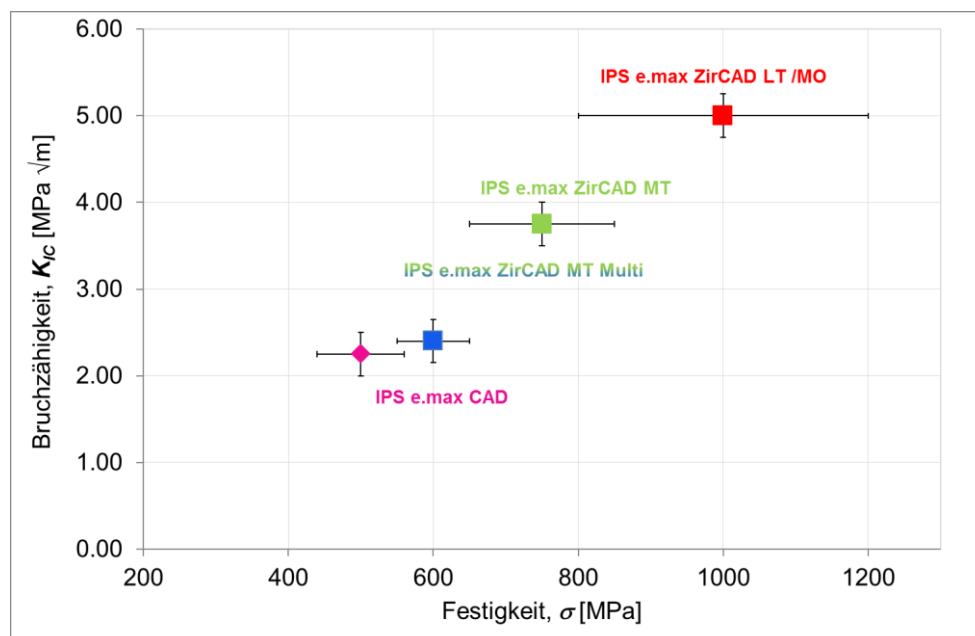


Abbildung 13: Vergleich verschiedener Zirkoniumoxid-Typen (blaue, grüne und rote Quadrate) und IPS e.max CAD (rosa Quadrat). Der Einfluss des steigenden Yttriumoxid-Gehalts auf Bruchzähigkeit und Festigkeit ist offensichtlich.

Durch diese Verringerung der Bruchzähigkeit und Festigkeit in hochtransluzenten Produkten ist das Indikationsspektrum auf vollanatomische Kronen und vollanatomische 3-gliedrige Brücken mit höheren Wandstärken beschränkt.

## 4 Technische Daten

<u>Product / Produkt / Producto</u>  <b>IPS e.max ZirCAD</b>	<u>Product category / Produkt Kategorie / Categoría del producto</u> <b>Zirconium oxide for processing with CAD/CAM technology</b> Zirkoniumoxid für die CAD/CAM Technologie Óxido de circonio para la tecnología CAD/CAM
--	--

Characteristics <sup>4</sup> Eigenschaften <i>Características</i>	Hinweis(e)	Specification/ Spezifikation/Especificación		Unit Einheit <i>Unidad</i>
		MO, LT <sup>5</sup>	MT <sup>6</sup>	
<b>Flexural strength</b> Biegefestigkeit <i>Resistencia a la flexión</i>	7	≥ 900	≥ 700	MPa
<b>Linear thermal expansion (CTE)</b> Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) <i>Coeficiente de expansion termal</i>		10.0 ≤ CTE* ≤ 11.0 <i>(*Spanne 25/100-500°C)</i>	9.9 ≤ CTE* ≤ 10.9 <i>(*Spanne 25/100-500°C)</i>	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
<b>Chemical solubility</b> Chemische Löslichkeit <i>Solubilidad química</i>		< 100	< 100	µg·cm <sup>-2</sup>
<b>Glass transition temperature (T<sub>g</sub>)</b> Glasübergangstemperatur <i>Temperatura de transición vitrea</i>		N/A		°C
<b>Radioactivity (<sup>238</sup>U)</b> Radioaktivität <i>Radioactividad</i>		≤ 1		Bq g <sup>-1</sup>

**The product meets the relevant performance criteria as defined in**

Das Produkt erfüllt die relevanten Leistungskriterien wie beschrieben in

*Se cumplen los criterios de desempeño que se han definido en la norma*

**EN ISO 6872:2015 - Dentistry – Ceramic materials (ISO 6872:2015)**

<sup>4</sup> Physical and Mechanical properties / physikalische und mechanische Eigenschaften / Propiedades físicas y mecánicas

<sup>5</sup> Klasse 5, Typ II gemäss EN ISO 6872:2015

<sup>6</sup> Klasse 4, Typ II gemäss EN ISO 6872:2015 einschliesslich MT Multi

<sup>7</sup> Biaxial

## 5 Werkstoffkundliche Untersuchungen (*in-vitro*)

Obwohl die Ergebnisse von *in-vitro* Untersuchungen nicht direkt auf die klinische Anwendung des Materials übertragen werden können, so liefern sie doch wichtige Informationen darüber, wie sich das Produkt unter bestimmten Testbedingungen verhalten wird. Die Werte dürfen nicht absolut übernommen werden, sondern müssen immer in Zusammenhang mit den Versuchsanordnungen und -bedingungen interpretiert werden.

### 5.1 Biegefestigkeit

ISO 6872:2015 schreibt einen Mindestwert von 500 oder 800 MPa für die Biegefestigkeit vor, abhängig von der Klasse der Dentalkeramik.

Produkt	LOT	Biegefestigkeit [MPa]		Typ / Klasse
		<i>Biaxiale Festigkeit, Stempel-auf-drei-Kugeln (gemäss DIN EN ISO 6872:2015), wie gebrannt</i>		<i>Gemäss DIN EN ISO 6872:2015</i>
IPS e.max ZirCAD MT Multi (Dentinzone) (4.25Y-TZP)	W01746	865	SD 115	II / 4
IPS e.max ZirCAD MT (4.25Y-TZP)	VM9002	881	SD 135	II / 4
IPS e.max ZirCAD LT (3Y-TZP, 0.05 % Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	V45910	1224	SD 144	II / 5
IPS e.max ZirCAD MO (3Y-TZP-A, 0.25 % Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	S13271	1201	SD 72	II / 5
BruxZir Anterior	Z0815434	721	SD 132	II / 5 (*)
NexxZr T	HVXBD	1013	SD 174	II / 5 (*)
NexxZr +	TAAABE	834	SD 121	II / 5 (*)
Zenostar MT	U33257	1093	SD 56	II / 4 (*)
Zenostar T	V15659	1184	SD 248	II / 5 (*)

Tabelle 4: Vergleich der Festigkeitswerte verschiedener IPS e.max ZirCAD-Produkte und Konkurrenzmaterialien (SD: Standardabweichung) (\*) Gemäss Herstellerangaben, teilweise ohne Jahr. (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Die gemessenen Werte sind in Abbildung 14 dargestellt:

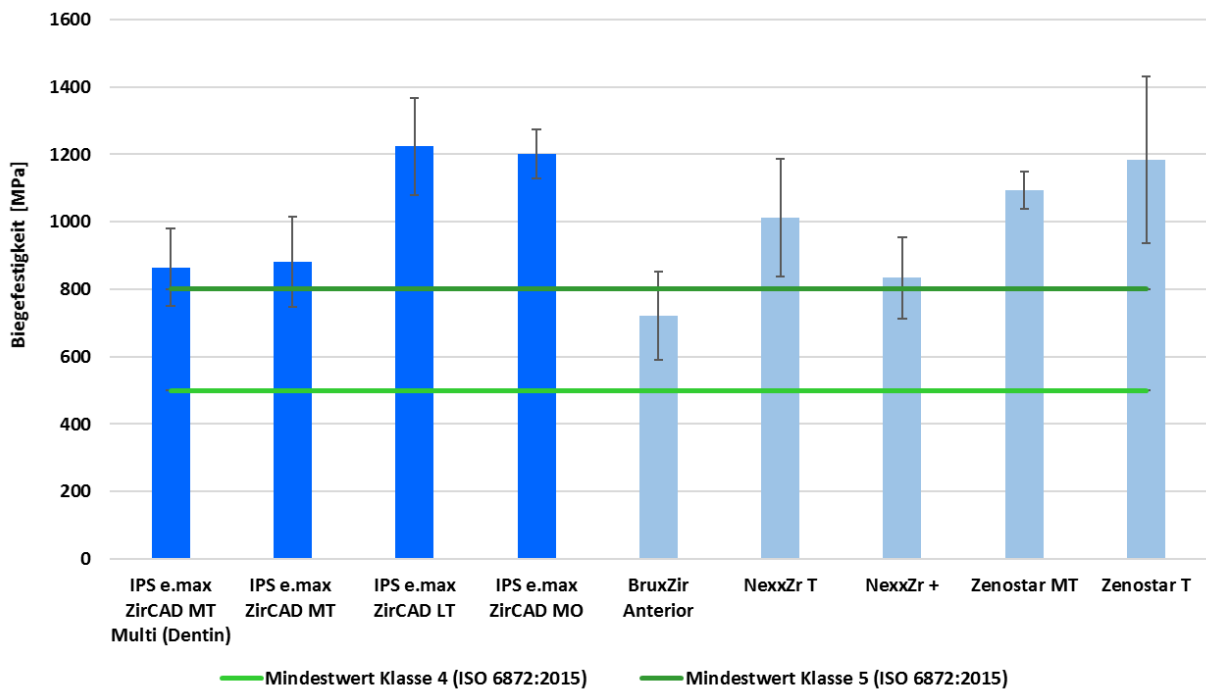


Abbildung 14: Vergleich der Biegefestigkeitswerte verschiedener IPS e.max ZirCAD-Produkte und Konkurrenzmaterialien. Die Mindestwerte gemäss ISO 6872:2015 sind als grüne Linien dargestellt.

- Die biaxialen Biegefestigkeitswerte der verschiedenen IPS e.max ZirCAD-Produkte liegen klar über den in der Norm vorgeschriebenen Mindestwerten von 500 MPa (für Klasse 4) oder 800 MPa (für Klasse 5).

## 5.2 Bruchzähigkeit

In der Norm ISO 6872:2015 ist die Bruchzähigkeit nur ein informativer Wert. Deshalb wurde auch kein Grenzwert definiert. Trotzdem ist die Bruchzähigkeit ein wichtiges Merkmal von Dentalkeramiken, da sich daraus Schlussfolgerungen bezüglich anderer Eigenschaften ziehen lassen, wie z. B. der Festigkeit.

Produkt	LOT	Bruchzähigkeit [MPa $\sqrt{m}$ ]	
		Vickers Härte	
IPS e.max ZirCAD MT Multi (Dentin)	V52128	3.6	SD 0.2
IPS e.max ZirCAD MT	VM9002	3.6	SD 0.15
IPS e.max ZirCAD LT	V45910	5.1	SD 0.1
IPS e.max ZirCAD MO	P79043	5.1	SD 0.1
BruxZir Anterior	Z0815434	2.4	SD 0.1
Katana UTML	DMSYE	2.2	SD 0.05
Pritimulti Disc	5YZ-L65-080515- W-007-18-014	3.2	SD 0.1
NexxZr T	XXBAF	4.9	SD 0.05
NexxZr +	XXAAD	5.1	SD 0.1

Tabelle 5: Vergleich der Bruchzähigkeitswerte verschiedener IPS e.max ZirCAD-Produkte und Konkurrenzmaterialien (SD = Standardabweichung). (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Die gemessenen Werte sind in Abbildung 15 dargestellt:

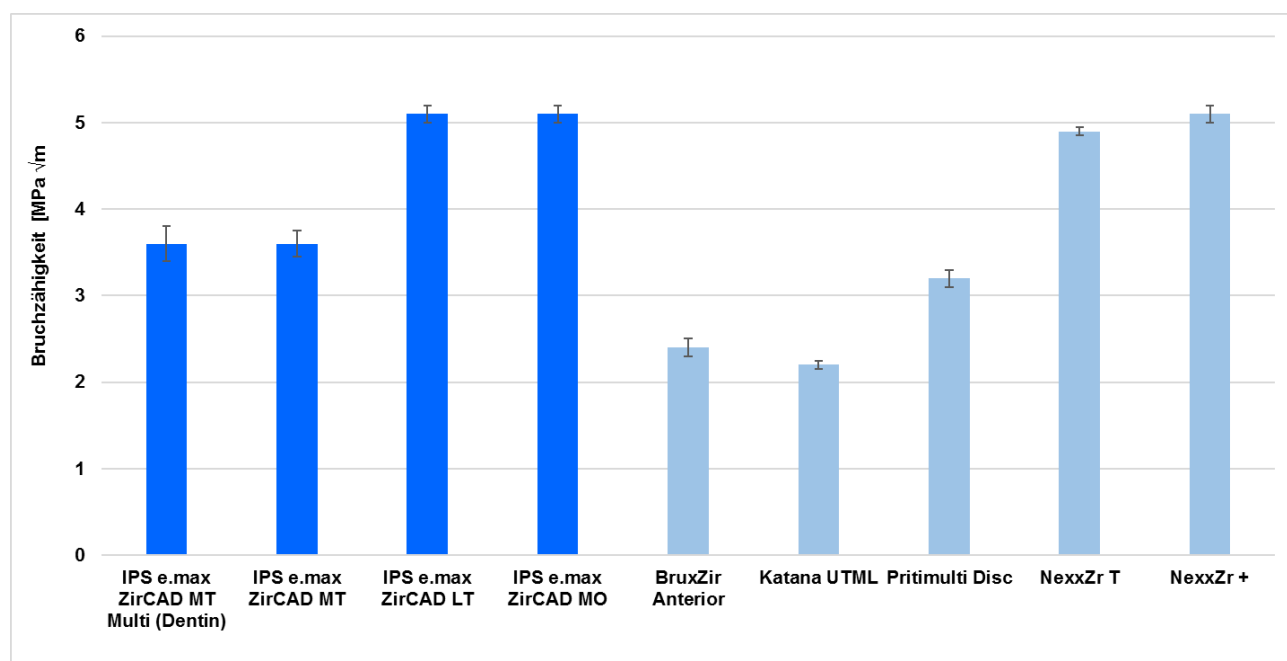


Abbildung 15: Vergleich der Bruchzähigkeitswerte verschiedener IPS e.max ZirCAD-Produkte und Konkurrenzmaterialien.

### 5.3 Optische Eigenschaften

Das ursprüngliche Ziel der Entwicklung von IPS e.max ZirCAD MT war die Verwendung des hoch-transluzenten, reinen 5Y-TZP-Rohstoffs, um damit ein Zirkoniumoxid-Material für vollanatomische Versorgungen mit hoher Transluzenz anbieten zu können. Während der Entwicklung wurden jedoch die Grenzen eines hoch-transluzenten Rohstoffs klar. Bei einer zervikalen Wandstärke von etwa 1.5 mm war die Transluzenz so hoch, dass ein verfärbter Stumpf nicht richtig abgedeckt werden konnte und ein enormer Helligkeitsverlust in der intraoralen Umgebung festgestellt wurde. Aus diesem Grund wurden Mischungen von 5Y-TZP und 3Y-TZP geprüft, um die optimale Opazität für vollanatomische Zirkoniumoxid-Kronen zu erzielen, die bei einer Wandstärke von 1.5 mm auch für Versorgungen im Frontzahnbereich verwendet werden können.

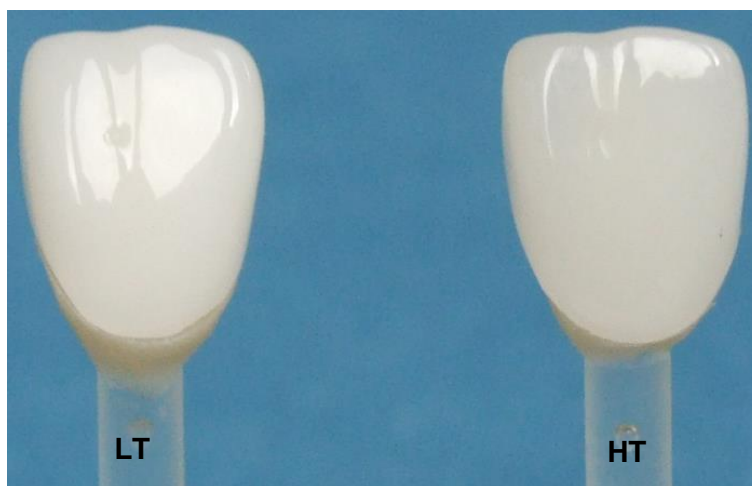


Abbildung 16: Vergleich von Zirkoniumoxid-Frontzahnrestaurationen mit niedriger Transluzenz (LT, linke Seite) und hoher Transluzenz (HT, rechte Seite). Das HT-Material deckt den Stumpf nicht ausreichend ab und wirkt gräulich. Die Transluzenz im zervikalen Bereich der Krone ist zu hoch.

Die obige Abbildung macht klar, dass die Opazität angepasst werden muss, um der klinischen Indikation gerecht zu werden. Einerseits muss ein verfärbter Zahn oder Abutment ordentlich abgedeckt werden, um nicht zu viel Helligkeit von der Restauration zu verlieren. Andererseits muss die Opazität niedrig genug sein, dass der okklusale/inzisale Bereich noch immer ein ästhetisches Erscheinungsbild aufweist, das dem natürlichen Zahn ähnlich ist. Dies hängt von der Wandstärke der gewünschten Restauration ab.

Da die Wandstärke durch die mechanischen Eigenschaften bestimmt wird, muss für die verschiedenen Produkte die richtige Opazitätsstufe realisiert werden. Abbildung 17 zeigt die Abhängigkeit zwischen Opazität und Wandstärke. Je höher die Wandstärke, desto höher die Opazität. Diese Korrelation variiert in Abhängigkeit vom verwendeten Rohstoffs. Je niedriger die Wandstärke, desto ähnlicher werden sich die verschiedenen Zirkoniumoxid-Materialien in Bezug auf ihre Opazität.

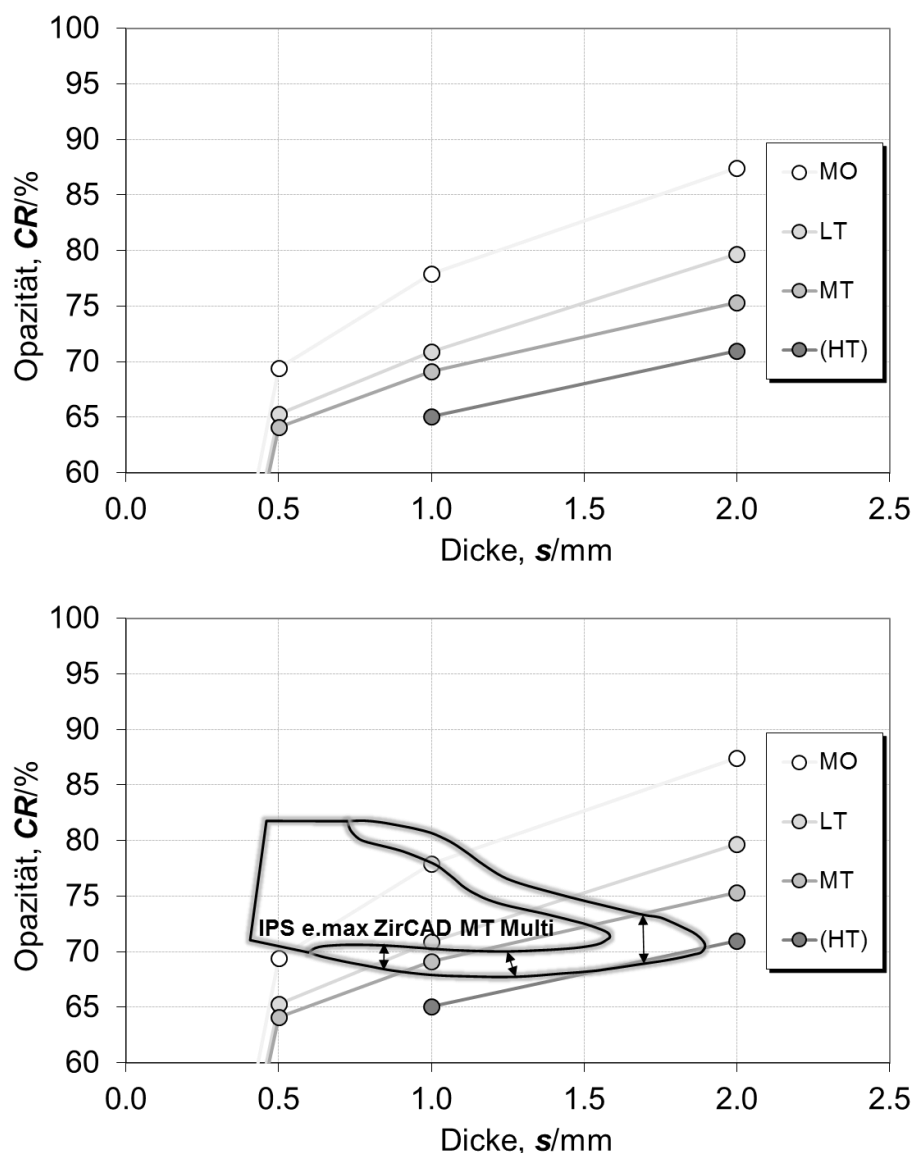


Abbildung 17: Abhängigkeit zwischen Opazität CR und Wandstärke. In der unteren Grafik zeigt der Querschnitt einer IPS e.max ZirCAD MT Multi-Frontzahnkrone das Konzept des Transluzenzgradienten. MO = Medium Opacity (mittlere Opazität), LT = Low Translucency (niedrige Transluzenz), MT = Medium Translucency (mittlere Transluzenz) und HT = High Translucency (hohe Transluzenz).

Ergebnisse, die mit Hilfe von IPS e.max ZirCAD MT Restaurationen erzielt wurden, haben gezeigt, dass mit einer zervikalen/zirkulären Wandstärke von 1 mm und einer Opazität von etwa 68% sehr ästhetische Restaurationen in der intraoralen Umgebung erhalten werden können. Aus diesem Grund wird das MT-Rohmaterial für den zervikalen Bereich in IPS e.max ZirCAD MT Multi verwendet (siehe unteres Diagramm in Abbildung 17). Im inzisalen Bereich, wo die Wandstärke natürlich auf 1,5 - 2 mm steigt, wird mit dem HT-Material (5Y-TZP) dieselbe Opazität erzielt. Daher hat IPS e.max ZirCAD MT Multi einen Zusammensetzungsgradienten, beginnend von 4Y-TZP hin zu 5Y-TZP, was zu einem natürlichen Erscheinungsbild in intraoraler Umgebung führt. Insbesondere der inzisale Bereich zeichnet sich durch eine natürliche Lichtdurchlässigkeit aus, so dass IPS e.max ZirCAD MT Multi auch ohne Schichttechnik und/oder das Aufbringen von Verblendkeramik für Frontzahnrestaurationen geeignet ist. IPS e.max ZirCAD LT (LT-Material) kann als vollanatomische Zirkoniumoxid-Versorgungen mit guter Ästhetik bei einer Wandstärke von 0,5 – 0,8 mm verwendet werden.



Bei Wandstärken über 0.9 mm erscheinen Restaurationen aus IPS e.max ZirCAD LT zu opak und zu hell. Aus diesem Grund wird bei der Verwendung von IPS e.max ZirCAD LT eine minimale Verblendung im okklusalen oder inzisalen Bereich empfohlen.

#### **5.4 Verschleiss: Monolithische Materialien - Keramik und Antagonistenverschleiss**

Traditionell sind Abplatzungen der Verblendkeramik die Hauptschwierigkeit im Zusammenhang mit zirkoniumoxidbasierten Restaurationen. Dies führte zur Einführung von Techniken, wie der CAD-on-Technik, in welcher ein IPS e.max ZirCAD-Gerüst mit IPS e.max CAD verblendet wird, sowie der Einführung von transluzenteren, vollanatomischen Zirkoniumoxid-Versorgungen.

Die Verwendung von Zirkoniumoxidkeramiken und deren Beliebtheit haben in den letzten Jahren stark zugenommen. Der klinische Erfolg von zirkoniumoxidbasierten Kronen und festsitzenden Prothesen wurde ebenfalls in verschiedenen Studien aufgezeigt [14-18]. Die Verwendung von monolithischen CAD/CAM-Zirkoniumoxid-Versorgungen mit einer ästhetischeren Transluzenz ist ebenfalls populärer geworden [14].

Die Tatsache, dass Zirkoniumoxid bedeutend härter ist, als viele andere Keramikmaterialien, führte zu Bedenken hinsichtlich der Verschleisswirkung auf Antagonistenzähne. In ihrer klinischen Bewertung kamen Stober et al. [14] zum Schluss, dass obwohl monolithische Zirkoniumoxid-Kronen mehr Antagonistenverschleiss verursachen als natürliche Zähne, der Verschleiss jedoch niedriger ist als bei anderen Dentalkeramiken. In einer Zusammenfassung der Ergebnisse von *in-vitro* Studien stellten sie auch übereinstimmend fest, dass gut poliertes Zirkoniumoxid nicht zu übermäßigem Verschleiss oder Beschädigung des Antagonistenzahnschmelzes führt, sondern tatsächlich weniger Antagonistenverschleiss verursacht, als andere Keramiken [19-24]. Die Oberflächenpolitur von vollanatomischen (monolithischen) Zirkoniumoxid-Restaurationen wird deshalb empfohlen, da der Effekt auf den Verschleiss von natürlichen Antagonistenzähne vorteilhaft ist [19; 25].

#### **5.5 IPS e.max ZirCAD und verschiedene Verblendtechniken**

Die folgenden Studien untersuchten die Fraktur, Materialermüdung, Zuverlässigkeit und Scherhaftfestigkeit von IPS e.max ZirCAD-Restaurationen, die mit verschiedenen Techniken verblendet worden sind. Diese Techniken reichen von der Verblendung mit IPS e.max Ceram zu überpressen mit IPS e.max ZirPress bis hin zu CAD-on verblendeten Versorgung mit IPS e.max CAD.

##### *5.5.1 Auswirkung der Verblendtechnik auf die Ermüdungsbeständigkeit von zirkoniumoxid-basierten Vollkeramik-Kronen.*

**P. Guess, P. Coelho, V. Thompson. College of Dentistry, New York University, USA [26]**

**Zielsetzung:** Untersuchung der Zuverlässigkeit und der unterschiedlichen Versagensarten von Y-TZP-Kronen, die mittels Press-on-Technik, manueller Schichttechnik oder der IPS e.max CAD-on-Technik verblendet wurden. Die Nullhypothese war, dass es zwischen den Techniken keine Unterschiede in der Zuverlässigkeit oder der Versagensart gibt.

**Methode:** 63 Kronen mit einem Gerüst aus IPS e.max ZirCAD wurden mit den drei Techniken hergestellt. Für die **Überpresstechnik** wurde IPS e.max ZirPress verwendet, IPS e.max Ceram für die **Schichttechnik** und IPS e.max CAD für die **IPS e.max CAD-on-Technik**. Jede Gruppe bestand aus 21 Proben.

Alle Kronen wurden mit einem Standard-Käppchen-Design eines unteren Molaren (0.5 mm Dicke) hergestellt, mit identischen Dimensionen für das IPS e.max ZirCAD-Gerüst und die Verblendkeramik. Auf die inneren Flächen wurde ein Metall/Zirkoniumoxid-Primer aufgetragen und alle Kronen wurden mit Multilink Automix auf gealterte (durch Wasserlagerung für mindestens 60 Tage) Composite-Stümpfe zementiert (Tetric EvoCeram A2). Drei Kronen jeder Gruppe lieferten die Daten für die statischen Bruchlasten. 18 Kronen lieferten die Ermüdungsdaten durch Kaubewegungen, die mit Hilfe eines beweglichen Wolframcarbidge-Indenter ( $r = 3.18$ ) 0.7 mm (lingual) bis zum distobukkalen Höcker mit steigender Belastung bis zum Versagen erhoben wurden. Abplatzungen der Verblendkeramik und Risse im Höckerbereich, welche bis zum Übergang zwischen Verblendung und Gerüst reichten, wurden als Versagen eingestuft.

#### Ergebnisse I: Statische Bruchlast (n = 3 pro Gruppe)

Überpresste und manuell geschichtete Kronen zeigten auf die Verblendung beschränkte Frakturen, während die mit IPS e.max CAD verblendeten Kronen signifikant höheren Belastungen widerstehen konnten ( $2699 \pm 243$  N) bevor eine Fraktur der Verblendung und der Gerüstkeramik auftrat (siehe Abbildung 18).

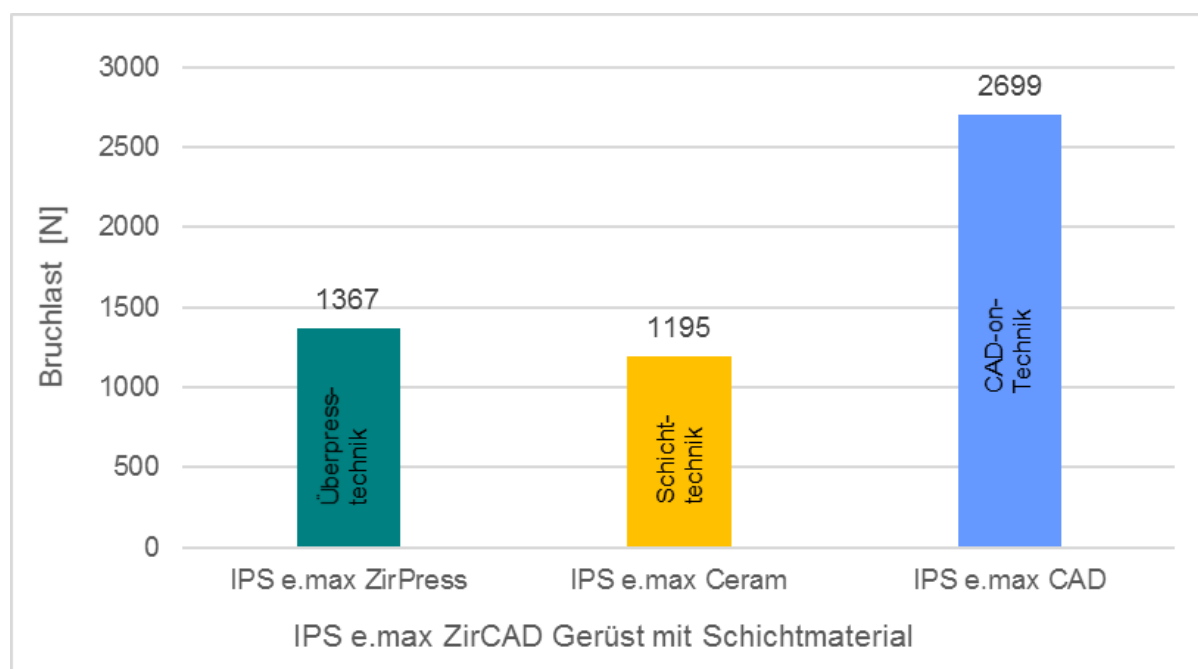


Abbildung 18: Ergebnisse der statischen Bruchlasttests von IPS e.max ZirCAD-Gerüsten mit verschiedenen keramischen Verblendstrukturen, hergestellt in der Überpres-, Schicht- oder IPS e.max-CAD-on-Technik.

#### Ergebnisse II: Kaubelastungs-/Ermüdungstest (n = 18 pro Gruppe)

49 % der manuell geschichteten Kronen zeigten Rissbildung vor dem totalen Versagen in Form von Abplatzungen der Verblendung. In der Gruppe der überpressten Restaurationen konnten vor dem Versagen keine ausgedehnten Risse beobachtet werden. Keine der Gruppen zeigte Risse im IPS e.max ZirCAD-Gerüst. Die IPS e.max CAD-on-Kronen zeigten keine Frakturen.

Alle IPS e.max CAD-on-Kronen galten als Überlebende, da es keine Ausfälle bei der gewählten Grenzlast von 900 N und nach maximal 170'000 Zyklen gab.

**Ergebnisse III:** Zuverlässigkeitsdaten (Tabelle 6), berechnet bei 50'000 Zyklen und 200 N Belastung zeigen an, dass die kumulierte Beschädigung bei 2 % der IPS e.max ZirPress-Verblendungen, 5 % der IPS e.max Ceram-Verblendungen und 0 % der IPS e.max CAD-Verblendungen zu einem Versagen (aufgrund von Abplatzungen) führen würde.

Verblendmaterial	IPS e.max ZirPress	IPS e.max Ceram	IPS e.max CAD
Obere 90 % CI	0.99	0.99	1.0
<b>Wert</b>	<b>0.98</b>	<b>0.95</b>	<b>1.0</b>
Untere 90 % CI	0.91	0.80	1.0
Überlebende	0	0	18

Tabelle 6: Zuverlässigkeitsvergleich von verschiedenen Verblendtechniken

**Schlussfolgerung:** Auf Zirkoniumoxid-Gerüste gefügte CAD/CAM-gefertigte Lithium-Disilikat-Verblendungsstrukturen führten zu Kronen mit einer sehr hohen Ermüdungsresistenz. Sie zeigten keine Anfälligkeit für Materialermüdung durch Kaubelastung bei 900 N. Die in der CAD-on-Technik hergestellten Kronen waren zuverlässiger und zeigten keinerlei Risiko Abplatzungen zu entwickeln.

#### 5.5.2 Einfluss der Verblendtechnik auf die Haftung von Zirkoniumoxid-Systemen.

**T. Yilmaz, und F. A. Selcuk University, Konya, Türkei [27]**

**Zielsetzung:** Das Ziel dieser Studie war ein Vergleich der Scherhaftfestigkeit von Zirkoniumoxid-Gerüsten, die mit unterschiedlichen Techniken verblendet wurden.

**Methoden:** Es wurden 60 scheibenförmige Probenkörper aus IPS e.max ZirCAD gefräst und gesintert (15 x 11 x 3 mm). Die Proben wurden danach für die Verblendung in drei Gruppen eingeteilt (n=20): Überpresstechnik mit IPS e.max ZirPress, IPS e.max Ceram für die Schichttechnik und IPS e.max CAD für die CAD-on-Technik. Die Proben der Schichttechnik- und Überpresstechnik-Gruppe wurden mit ZirLiner (Ivoclar Vivadent) beschichtet. Die Prüfkörper wurden einem Scherkrafttest in einer Universal-Prüfmaschine unterzogen. Mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0.5 mm/min wurde bis zum Versagen belastet. Die durchschnittlichen Scherhaftwerte (MPa) wurden mit Hilfe einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA = analysis of variance) und Tukey-Test (P<0.05) analysiert. Die gebrochenen Proben wurden unter dem Stereomikroskop bei 40-facher Vergrößerung untersucht, um die Versagensart in "kohäsiv", "gemischt" oder "adhäsiv" zu unterteilen.

**Ergebnisse:** Die durchschnittlichen Scherhaftwerte betragen 12.23 ( $\pm$  3.04) MPa für die Überpresstechnik-Gruppe, 14.27 ( $\pm$  4.45) MPa für die Schichttechnik-Gruppe und 31.89 ( $\pm$  5.83) MPa für die CAD-on-Technik-Gruppe. Die ANOVA- und Tukey-Untersuchungen zeigten, dass die Gruppe der CAD/CAM-Verblendungen in allen Testgruppen (P=0.00) signifikant höhere Scherhaftwerte aufwies. Zwischen der geschichteten und der überpressten Gruppe bestand kein signifikanter Unterschied (P=0.347).

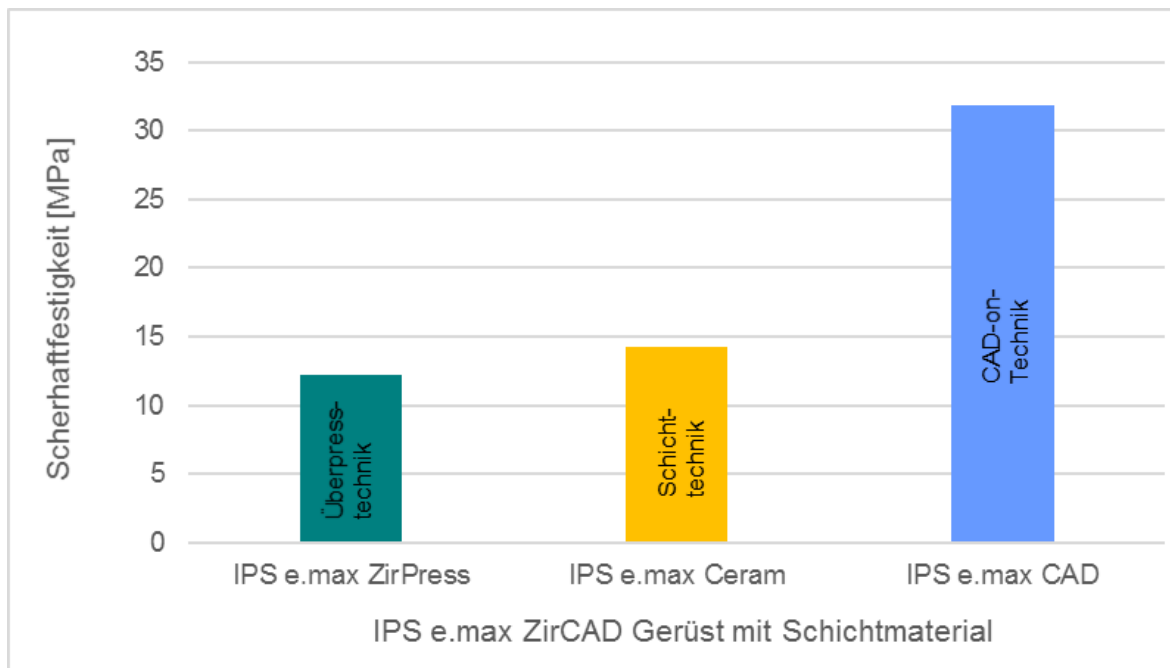


Abbildung 19: Scherhafffestigkeit von IPS ZirCAD-Gerüsten mit unterschiedlichen Verblendstrukturen.

Die Versagensart "gemischt" konnte in allen Gruppen am häufigsten beobachtet werden. Ein kohäsives Versagen innerhalb der Keramik konnte in der geschichteten und der überpressten Gruppe gefunden werden. Ein adhäsives Versagen zwischen Zirkoniumoxid und der Keramik konnte nur in der Gruppe mit CAD/CAM-Verblendung beobachtet werden.

**Schlussfolgerungen:** Die CAD/CAM-Verblendtechnik zeigte den besten Verbund zum Zirkoniumoxid-Gerüst. Diese Technik kann ein Delaminieren oder Abplatzen in zirkoniumoxidbasierten Versorgungern verhindern.

## 5.6 Monolithisches Zirkoniumoxid - Wandstärke und Ermüdungsbeständigkeit

Wie die oben erwähnten Untersuchungen zeigen, wurden Zirkoniumoxid-Versorgungern aufgrund ihrer fehlenden Transluzenz traditionell auf irgendeine Weise verblendet. In jüngerer Zeit kamen jedoch monolithische Vollkeramik Zirkoniumoxid-Produkte in transluzenteren Farben auf den Markt. Monolithisches Zirkoniumoxid bietet eine Reihe von Vorteilen, die von einer allgemein hohen Festigkeit bis hin zu einer geringen Chipping-Neigung und geringem okklusalem Platzbedarf reichen.

Mit monolithischen Molarenkronen wurde eine interne Untersuchung durchgeführt, welche die Alterung in der Mundhöhle simulierte. Die Versorgungern wurden aus IPS e.max ZirCAD MT-Scheiben hergestellt, für die eine minimale Wandstärke von 0.8 mm indiziert ist. Die Kronen in dieser Studie wurden mit einer noch dünneren durchgängigen Wandstärke von 0.5 mm hergestellt. Nach dem Fräsen wurden die Halter entfernt und jede Krone wurde zweimal mit IPS Ivocolor glasiert. Die Zirkoniumoxid-Kronen wurden anschliessend mit Multilink Automix adhäsiv auf PMMA-Abutments befestigt. Die Abutments wurden mit 110 µm und 2 bar sandgestrahlt, die Kronen-Innenflächen mit 1 bar (50 µm). Multilink Primer A und B wurden auf das PMMA aufgetragen und Monobond Plus auf die Kronen-Innenseiten. Die zementierten Kronen wurden trocken für mindestens 24 Stunden bei 37°C gelagert. Anschliessend wurden die Kronen in einen Kausimulator mit Stahlantagonisten gegeben und für 200'000 Zyklen (0.9 Hz) mit einem Lastniveau von 150 N (n=4) und 170 N (n=4) belastet und auf Risse und

Frakturen untersucht. Sie wurden einer Temperaturwechselbelastung zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt. Die Kronen wurden 4 Mal täglich untersucht.

Klinische Studien haben gezeigt, dass die Kaukräfte bei natürlichen Zähnen zwischen 100 und 150 N [28] liegen. Die IPS e.max ZirCAD MT-Kronen in dieser Studie widerstanden ähnlichen oder höheren Belastung (150N / 170N), ohne dass Frakturen beobachtet wurden. Da die Studie mit Kronen durchgeführt wurde, deren Wandstärke noch geringer war als empfohlen, stellt diese Studie ein Worst-Case-Szenario dar. Alle Kronen blieben intakt.

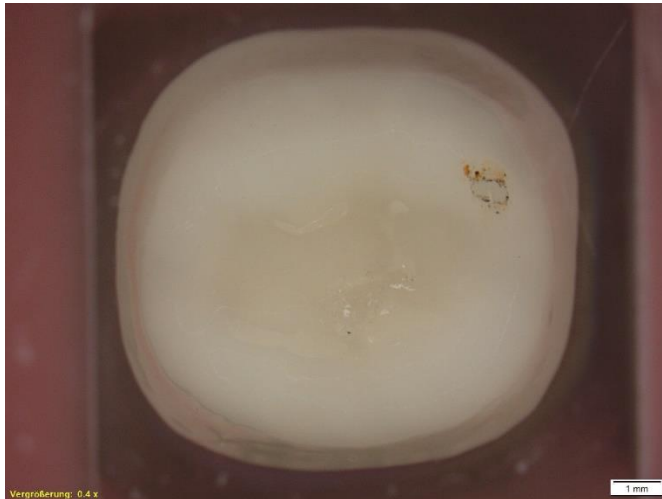


Abbildung 20: IPS e.max ZirCAD MT-Molarenkronen nach 200'000 dynamischen Belastungszyklen bei 170N.

Daraus kann geschlossen werden, dass IPS e.max ZirCAD MT-Kronen mit einer Mindestwandstärke von 0.8 mm eine mehr als ausreichende Ermüdungsbeständigkeit aufweisen.

## 6 Klinische Studien mit IPS e.max ZirCAD

### 6.1 IPS e.max ZirCAD-Kronen und-Brücken verblendet mit IPS e.max Ceram

#### Prospektive Studie mit zirkoniumoxid-basierten Versorgung: Klinische Ergebnisse nach 3 Jahren

**Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhof D, Güth J-F, Naumann M. [29]**

**Zielsetzung:** Beurteilung der klinischen Performance von Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD, die mit IPS e.max Ceram verblendet wurden.

**Methoden:** 38 Patienten wurden mit 68 Restaurationen versorgt (18 Brücken und 50 Einzelkronen). Die Zirkoniumoxid-Gerüste wurden mittels CAD/CAM-Verfahren gefräst und danach mit IPS e.max Ceram in der traditionellen Schichttechnik verblendet. Alle Restaurationen wurden mit einem Glasionomierzement eingegliedert. Die Baseline-Untersuchung wurde 2 Wochen nach der Eingliederung durch gleichwertige Prüfer durchgeführt, die Nachuntersuchungen erfolgten jeweils nach 12, 24 und 36 Monaten. Untersuchungen mit dem Rasterelektronen-Mikroskop wurden an Duplikaten aller Versorgung durchgeführt. Die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier wurde berechnet.

**Ergebnisse:** Die durchschnittliche Tragezeit betrug 35 ( $\pm$  14) Monate. Nach 3 Jahren klinischem Einsatz wurden drei biologische und fünf technische Ausfälle verzeichnet. Alle

Ausfälle erfolgten in der Brücken-Gruppe. Eine Brücke wurde nach biologischem Versagen des Pfeilerzahns entfernt. Die Kaplan-Meier Überlebenswahrscheinlichkeit betrug 88.2 % nach 35 Monaten für alle Versagensarten und 98.5 % für noch im Einsatz stehende Versorgungen. Bei den gemessenen Gingiva-Parametern wurden zwischen den restaurierten Zähnen und der Kontrollgruppe keine Unterschiede festgestellt.

**Schlussfolgerungen:** IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max Ceram scheint eine zuverlässige Behandlungsoption zu sein.

## 6.2 IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD oder IPS e.max Ceram

**Dreigliedrige, festsitzende Seitenzahnrestorationen aus Zirkoniumoxidkeramik, verblendet mit geschichteter oder gefräster (CAD-on) Verblend-Keramik: Randomisierte, kontrollierte klinische Studie - Nachuntersuchungen nach einem Jahr.**

**Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Universität Zürich, Schweiz.[30]**

**Zielsetzung:** Das Ziel dieser multizentrischen, randomisierten, kontrollierten klinischen Studie war der Vergleich von festsitzendem Zahnersatz aus Zirkoniumoxidkeramik. Dieser wurde entweder mit einer CAD/CAM-Lithium-Disilikat-Keramik (CAD-on) oder einer manuell geschichteten Verblendkeramik verblendet und hinsichtlich des Überlebens sowie der technischen und biologischen Ergebnisse untersucht.

**Methoden:** Die Studie umfasste 60 Patienten, die eine 3-gliedrige Seitenzahnbrücke benötigten. Die Zirkoniumoxid-Gerüste (IPS e.max ZirCAD) wurden mit einem CAD/CAM-System (CEREC inLab 3D, CEREC inEOS inLab/ Dentsply Sirona) hergestellt. 30 Seitenzahnbrücken wurden danach mit einer CAD/CAM-Lithium-Disilikat-Verblendkeramik (IPS e.max CAD HT) unter Verwendung der CAD-on-Technik verblendet (Testgruppe). Die anderen 30 Brücken wurden mit einer geschichteten Zirkoniumoxid-Verblendkeramik (IPS e.max Ceram) verblendet (Kontrollgruppe). Für die klinische Bewertung bei Baseline sowie nach 6 und 12 Monaten wurden die Kriterien der amerikanischen Gesundheitsbehörde (United States Public Health Service (USPHS)) angewendet. Die biologische Beurteilung erfolgte durch den Vergleich der Plaque-Kontroll-Werte (Plaque Control Records (PCR)), Blutung beim Sondieren des Zahnfleisches (BOP = bleeding on probing) und Messungen der Taschentiefe (PPD = probing pocket depth). Die Daten wurden statistisch analysiert.

**Ergebnisse:** 56 Patienten wurden nach durchschnittlich 13.9 Monaten nachuntersucht. Bei der Nachuntersuchung nach einem Jahr war in der Test- und der Kontrollgruppe die Überlebensrate 100 %. Es wurden keine signifikanten Unterschiede in den technischen Ergebnissen gefunden. Wesentliche Abplatzungen traten in der Kontrollgruppe (n=3) auf und überwiegend geringe Abplatzungen in der Testgruppe (gering n=2, wesentlich n=1). Es traten keine biologischen Probleme oder Unterschiede auf.

**Schlussfolgerungen:** Beide Arten von festsitzenden Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid zeigten sehr gute klinische Ergebnisse ohne Unterschiede zwischen den Gruppen. Abplatzungen traten in kleinem Ausmass bei beiden Typen der festsitzenden Seitenzahnbrücken auf. Das Ausmass der Abplatzungen war jedoch unterschiedlich. Die CAD-on-Brücken zeigten überwiegend geringfügige Abplatzungen, während in der Kontrollgruppe grössere Abplatzungen beobachtet wurden.

### 6.3 IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max ZirPress oder IPS e.max Ceram

**Eine randomisierte, kontrollierte klinische Studie mit festsitzenden 3-gliedrigen Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid mit geschichteten oder gepressten Verblendkeramiken: Ergebnisse nach 3 Jahren.**

**Naenni N, Bindl A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. Universität Zürich, Schweiz. [31]**

**Zielsetzung:** Das Ziel dieser Studie war es, zu untersuchen, ob festsitzende Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumoxid mit gepressten Verblendkeramiken weniger Abplatzungen aufweisen als Seitenzahnbrücken mit Schichtverblendkeramiken.

**Methoden:** Die Studie umfasste 40 Patienten, welche eine festsitzende, 3-gliedrige Seitenzahnbrücke im zweiten Prämolaren- oder Molarenbereich des Ober- oder Unterkiefers benötigten. Sie wurden an zwei verschiedenen Zentren der Universität Zürich nach demselben Studienprotokoll restaurativ versorgt. Die Gerüste wurden aus teilgesinterten Y-TZP-Zirkoniumoxid-Blöcken (IPS e.max ZirCAD) mit einem CAD/CAM-System (CEREC / Dentsply Sirona) gefräst. Die Patienten wurden dann zufällig entweder der Testgruppe (Zirkoniumoxid-Gerüste verblendet mit Presskeramik; IPS e.max ZirPress, n=20) oder der Kontrollgruppe (geschichtete Verblendkeramik; IPS e.max Ceram, n=20) zugeordnet. Alle festsitzenden Seitenzahnbrücken wurden adhäsiv eingegliedert und bei Baseline (d. h. bei Zementierung), nach 6 Monaten sowie nach 1 und 3 Jahren *in situ* untersucht. Das Überleben der Restauration wurde erfasst. Für die Beurteilung der technischen Ergebnisse wurden modifizierte Kriterien der amerikanischen Gesundheitsbehörde (United States Public Health Service (USPHS)) angewendet. Die biologischen Parameter, die anhand der Pfeilerzähne und analoger nicht-versorgter Zähne untersucht wurden, waren die Taschentiefe (PPD = probing pocket depth), Plaque-Kontroll-Daten (Plaque Control Records =PCR), Blutung bei Sondieren des Zahnfleisches (BOP = bleeding on probing) sowie Zahnvitalität (CO<sub>2</sub>). Die Daten wurden deskriptiv analysiert und die Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Maier berechnet.

**Ergebnisse:** 36 Patienten mit 18 festsitzenden Test- und 18 festsitzenden Kontroll-Seitenzahnbrücken wurden nach durchschnittlich 36 Monaten nachuntersucht. Die Überlebensrate war 100 %, sowohl für die Testgruppe als auch für die Kontrollgruppe. Tendenziell traten Abplatzungen der Verblendkeramik häufiger in der Testgruppe auf (n=8, 40 %) als in der Kontrollgruppe (n=4, 20 %). Dies war jedoch nicht signifikant (p=0.3). Es wurden zwischen der Test- und der Kontrollgruppe keine weiteren Unterschiede in den technischen oder biologischen Ergebnissen festgestellt.

**Schlussfolgerungen:** Festsitzende Zirkoniumoxid-Seitenzahnbrücken mit gepressten oder geschichteten Keramik-Verblendungen zeigten nach 3 Jahren ähnliche Ergebnisse. Jedoch wurden tendenziell häufiger Abplatzungen bei den gepressten Verblendungen festgestellt.

## 6.4 IPS e.max ZirCAD monolithisch oder verblendet im Vergleich zu IPS e.max CAD und IPS Empress CAD

### Frakturraten und geschätzte Lebensdauer von CAD/CAM-gefertigten Vollkeramik-Restaurationen.

Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. [32]

**Zielsetzung:** Verwendung des grossen Datenbestandes eines Fräszentrums industrieller Grösse in Deutschland zur Bestimmung der Fraktur- und Überlebensraten von verschiedenen CAD/CAM-gefertigten Vollkeramik-Versorgungen im Seitenzahnbereich.

**Methoden:** Die Daten in Bezug auf Fraktur/Restaurationsersatz von 34'911 Versorgung (gefräst, fertiggestellt und poliert im selben Unternehmen nach den gleichen Richtlinien für jedes Restaurationssystem) wurden retrospektiv analysiert. Die Frakturen von Brücken, Kronen, Onlays und Inlays, hergestellt aus verschiedenen Vollkeramik-Systemen über einen Zeitraum von 3.5 Jahren, wurden für die Analyse freigegeben. Die folgenden Restaurationssysteme waren darunter: monolithisches Zenostar, CAD-on (IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD), IPS e.max ZirCAD – konventionell verblendet, IPS e.max CAD und IPS Empress CAD. Die Zenostar und CAD-on Systeme wurden für Kronen und Brücken verwendet; verblendetes IPS e.max ZirCAD kam nur für Brücken zum Einsatz. Die IPS e.max CAD-Versorgungen umfassten Kronen, Onlays und Inlays, während IPS Empress CAD für Onlays und Inlays verwendet worden war.

Die Daten wurden in Bezug auf Patienten und Zahnarztpraxen anonymisiert und wurden nur nach Restaurationsart gefiltert. Es wurden nur festsitzende Einzelzahneinheiten (Kronen, Onlay und Inlays) und mehrgliedrige Restaurationen (3-, 4-, 5-gliedrige Brücken) auf natürlichen Zähnen im Seitenzahnbereich (erster Prämolare bis dritter Molar im Ober- und Unterkiefer) eingeschlossen. Über den beobachteten Zeitraum wurden 491 Frakturen registriert. Die Überlebensstatistik und Lebensdauerschätzung wurden dann auf Basis der Frakturverteilungen kalkuliert.

**Ergebnisse:** Insgesamt wurden 34'911 Restaurationen analysiert, für die 491 (1.4 %) Frakturereignisse aufgezeichnet wurden.

**Vergleich der Restaurationstypen:** Zusammenfassend traten in der monolithischen Zenostar-Gruppe keine Frakturen auf. Die IPS e.max CAD-on-Brücken und die verblendeten IPS e.max ZirCAD-Brücken zeigten hinsichtlich der Überlebensrate keine signifikanten Unterschiede. Die CAD-on-Kronen zeigten in dieser Studie eine signifikant bessere Performance als monolithische IPS e.max CAD-Kronen. Bei Onlays und Inlays zeigte IPS e.max CAD eine signifikant höhere Überlebensrate als IPS Empress CAD.

**Vergleich der Materialtypen:** Die CAD-on-Kronen zeigten eine signifikant bessere Performance als CAD-on-Brücken. Die Überlebensrate von IPS e.max CAD-Inlays und -Onlays war besser als jene von IPS e.max CAD-Kronen. IPS e.max CAD zeigte eine signifikant bessere Performance bei Inlays und Onlays als die Leuzitkeramik IPS Empress CAD. Bei verblendeten IPS e.max ZirCAD-Brücken wurden keine Frakturen beobachtet und nur sehr wenige (n=3) bei monolithischen Zenostar-Versorgungen.

**Schlussfolgerungen:** Die Studie hat gewisse Einschränkungen, da sie Patienten, die wegziehen und möglicherweise zu anderen Zahnärzten mit anderen Zahntechnikern gehen, nicht mit einbezieht. Jedoch ist es schwierig eine grosse Anzahl von Patienten zu rekrutieren und diese über einen langen Zeitraum zu beobachten, weshalb diese Studie eine unkonventionelle, aber nützliche Methode darstellt, ein grosses Datenvolumen zu analysieren.



Insgesamt war die Frakturnrate für alle Materialien sehr niedrig (1.4 %). In Bezug auf Zirkoniumoxid, wurde bei IPS e.max ZirCAD von keiner Fraktur berichtet. Es kann jedoch angenommen werden, dass Abplatzungen durchaus aufgetreten sind, die jedoch nicht zum Austausch der Versorgungen geführt haben und deshalb auch nicht dem Fräszentrum gemeldet wurden. Monolithische Zirkoniumoxid-Restorationen (Zenostar) zeigten eine vielversprechende klinische Performance. In den ersten 8.5 Monate nach Eingliederung kam es zu keinem Ausfall einer Restauration. Insgesamt zeigten alle einbezogenen Restaurationssysteme eine sehr gute klinische Performance.

## 6.5 IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD: Ergebnisse nach 4 Jahren

### Klinisches Verhalten von CAD-on-Versorgungen (Zirkoniumoxid-Gerüst mit gefügter Lithium-Disilikat-Versorgung) nach 4 Jahren

**R. Watzke, S. Huth, L. Enggist, A. Peschke. F&E Klinik, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. [33]**

**Zielsetzung:** Klinische Beurteilung von vollkeramischen Lithium-Disilikat-Versorgungen, gefügt auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst (IPS e.max CAD Veneering Solutions), nach einem Beobachtungszeitraum von 4 Jahren.

**Methode:** 25 CAD-on-Versorgungen (IPS e.max CAD HT gefügt auf IPS e.max ZirCAD) wurden mittels CAD/CAM-Technologie (CEREC V.3.80 / Dentsply Sirona) und in Kombination mit einem innovativen Fügeprozess (Ivomix und IPS e.max CAD Crystall./Connect) hergestellt. Die Versorgungen umfassten Kronen auf natürlichen Zähnen und auf Implantaten (n=20) sowie 3-gliedrige Brücken (n=5). Alle CAD-on-Restaurationen wurden konventionell zementiert und nach einem Beobachtungszeitraum von 4 Jahren anhand der FDI-Kriterien für die Bewertung von indirekten Restaurationen klinisch untersucht. [34] Die Beurteilung umfasste ästhetische (A), funktionale (B) und biologische (C) Eigenschaften.

**Ergebnisse:** Nach einem klinischen Beobachtungszeitraum von 4 Jahren wurden alle CAD-on-Versorgungen im Hinblick auf die Kriterien Ästhetik, Funktion und biologische Eigenschaften mit "ausgezeichnet" bis "gut" bewertet. Eine Krone konnte aufgrund der Lockerung einer Aufbaufüllung auf einem endodontisch behandelten Zahn nicht untersucht werden, d. h. es gab einen Ausfall. Die Aufnahme unten zeigt eine 3-gliedrige Brücke bei Baseline und nach 4 Jahren.



Abbildung 21: Klinisches Beispiel für die CAD-on-Technik: 3-gliedrige Brücke (IPS e.max ZirCAD / IPS e.max CAD HT-Verblendung) für die Zähne 35-37. Links: Baseline, rechts: Nach 4 Jahren.

**Schlussfolgerung:** Diese klinische Studie hat gezeigt, dass CAD-on-Versorgungen hohe Festigkeit mit natürlicher Ästhetik verbinden. Es wurden keine Abplatzungen oder Frakturen

festgestellt, was in direktem Gegensatz zu den relativ hohen Chipping-Raten steht, über die in der Literatur in Bezug auf konventionell verblendete Zirkoniumoxid-Gerüste berichtet wird [35]. Aufgrund okklusaler Anpassungen nach der Zementierung und nach 4 Jahren okklusaler Funktion zeigten 67 % der Versorgungen kleine Bereiche mit einem seidenmatten Glanz (Bewertung "gut"). Diese Flächen konnten jedoch nur bei genauerer Untersuchung erkannt werden. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass vollkeramische CAD-on-Restaurationen aus IPS e.max CAD, die auf IPS e.max ZirCAD gefügt werden, sich perfekt für zahn- und implantatgetragene Kronen und 3-gliedrige Brücken zu eignen scheinen. Die nach 12, 24 und 36 Monaten ermittelten Daten bestätigen dies.

## 6.6 Inlaybrücken aus IPS e.max ZirCAD, überpresst mit IPS e.max ZirPress

### Klinisches Verhalten von vollkeramischen Inlaybrücken nach 18 Monaten.

**R. Watzke, J-F. Roulet. Dentalklinik, F&E Klinik, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.** [36]

**Zielsetzung:** Beurteilung des klinischen Verhaltens von vollkeramischen Inlaybrücken (inlay-retained bridges, IRB) nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 18 Monaten.

**Methode:** 20 vollkeramische, 3-gliedrige Inlaybrücken (IPS e.max ZirCAD-Gerüst überpresst mit IPS e.max ZirPress) wurden adhäsiv zementiert (Total-Etch-Technik) und nach einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von 18 Monaten nach den FDI-Bewertungskriterien für indirekte Versorgungen klinisch beurteilt [37]. Die Kriterien umfassten ästhetische, funktionale und biologische Eigenschaften. Eine SQUACE-Bewertung (semi quantitative clinical evaluation = semiquantitative klinische Bewertung) jeder Restauration wurde ebenfalls durchgeführt.

**Ergebnisse:** Nach einer mittleren Beobachtungsdauer von 18 Monaten waren alle Inlaybrücken intakt.

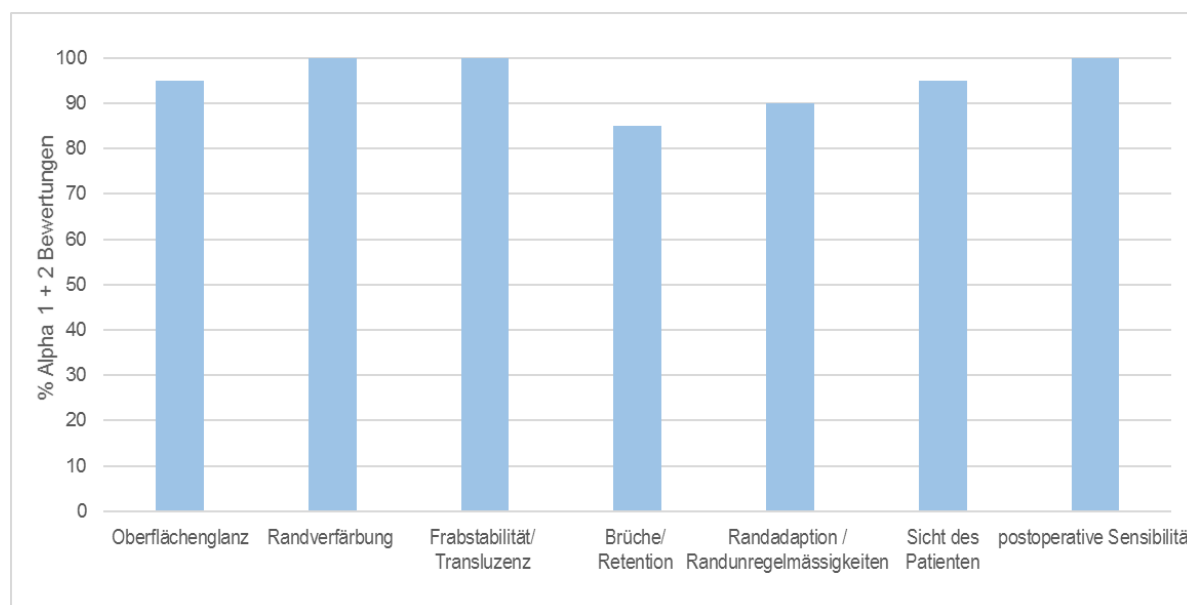


Abbildung 22: Prozentsatz an Alpha 1- und 2-Bewertungen für verschiedene Eigenschaften vollkeramischer Inlaybrücken.

Das Diagramm zeigt den Prozentsatz an Restaurationen mit einer Alpha 1- (ausgezeichnet/sehr gut) oder 2-Bewertung (gut/sehr gut nach Anpassung) für verschiedene

Eigenschaften. 100 % der Restaurationen erhielten eine Alpha 1- oder 2-Bewertung für Randverfärbung, Farbstabilität und postoperative Sensibilität. In einen Fall trat eine Fraktur der Verblendung auf (einschliesslich Rand). Die Restauration wurde repariert und die Inlaybrücke ist noch immer im Einsatz. Zwei Versorgungen (10 %) erhielten eine Beta-Bewertung (ausreichend, keine nicht akzeptablen Auswirkungen) für die Randadaptation.

Die SQUACE-Auswertung offenbarte Mittelwerte für die Randverfärbung von 1.75 % ( $\pm 2.45$ ) und Randunregelmässigkeiten von 7.25 % ( $\pm 7.52$ ) der Gesamttrandlänge der Inlaybrücken.

**Schlussfolgerung:** Nach einem klinischen Einsatz von durchschnittlich 18 Monaten zeigten 95 % der vollkeramischen Inlaybrücken ein ausgezeichnetes bis sehr gutes klinisches Verhalten. Vollkeramische Inlaybrücken aus IPS e.max ZirCAD/ZirPress scheinen eine zuverlässige substanzschonende Alternative für Einzelzahnversorgungen im Seitenzahnbereich zu sein.

## 7 Biokompatibilität

Unter Biokompatibilität (bios [griechisch] = Leben) versteht man "die Fähigkeit eines Materials eine angemessene biologische Reaktion bei einer bestimmten Verwendung hervorzurufen". Biokompatibilität ist daher eine Wechselbeziehung zwischen Patient, Material sowie dessen Funktion. Die Biokompatibilitätsbeurteilung für ein Material ist kompliziert, da es sich um einen fortlaufenden dynamischen Prozess handelt. Die Beurteilung der Biokompatibilität erfordert ein aufwendiges Prozedere aus *in vitro*- und *in vivo*-Untersuchungen. *In vitro*-Untersuchungen der Biokompatibilität sind Untersuchungen in einem künstlichen Umfeld, z. B. in Zellkultur-Schalen. Im Gegensatz dazu werden *in vivo*-Untersuchungen im lebenden Organismus, in Form von klinischen Studien, durchgeführt [38].

Keramikwerkstoffe sind äusserst säure- und korrosionsbeständig und gelten deshalb als besonders bioverträglich. Folgerichtig reichen die im Mundraum herrschenden Bedingungen (pH- und Temperaturänderungen) nicht aus, um Bestandteile aus der Dentalkeramiken herauszulösen. Allerdings können mechanische Zerstörung und chemische Reaktionen (Erosion) Auswirkungen auf Keramikbestandteile haben. Mechanischer Abrieb hat keinen Einfluss auf die Biokompatibilität, da die abgebrochenen Teilchen nicht lange im Mund/Körper verbleiben und sich durch das Abbrechen die Zusammensetzung der Keramik nicht verändert. Chemische Reaktionen und das damit einhergehende Herauslösen von Bestandteilen könnten zu Problemen führen. Die Zusammensetzung von Dentalkeramiken ist jedoch biologisch unbedenklich und die gelösten Mengen wäre so gering, dass auch von solchen Reaktionen kein Risiko für die Biokompatibilität ausgeht. ISO 6872 schreibt die *Bestimmung der chemischen Löslichkeit* vor, um den Beweis für die Sicherheit der Keramikmaterialien in Bezug auf ihre Löslichkeit zu erbringen [39].

Die Biokompatibilität von IPS e.max ZirCAD und der Färbelösungen wurde anhand einer Reihe verschiedener Tests und mithilfe von Literatur- und Datenbank-Suchen beurteilt. Die Materialien wurden auf eine potenziell zellschädigende Wirkung (Zytotoxizität) hin untersucht, sowie auf potenziell schädliche Auswirkungen auf genetisches Material (Genotoxizität). Die chemische Beständigkeit wurde durch Messung der chemischen Löslichkeit bestätigt und die Radioaktivität wurde gemäss den Anforderungen von ISO 6872 bestimmt.

## 7.1 Chemische Beständigkeit

Dentalwerkstoffe sind im Mund einer grossen Bandbreite von pH-Werten und Temperaturen ausgesetzt. Chemische Beständigkeit ist daher eine wesentliche Voraussetzung für alle Dentalmaterialien. Gemäss Anusavice [40] gehören Keramiken zu den beständigsten aller Dentalmaterialien. Chemische Beständigkeit nach ISO 6872:

	Chem. Löslichkeit [µg/cm <sup>2</sup> ]	Grenzwert nach Norm [µg/cm <sup>2</sup> ]
IPS e.max ZirCAD MO 0 (Blöcke)	1.0	< 100
IPS e.max ZirCAD MO 2 (Blöcke)	8.0	
IPS e.max ZirCAD LT BL (Blöcke)	10.0	
IPS e.max ZirCAD MT 0	4.6	
IPS e.max ZirCAD MT0 + A4 Färbelösung	1.8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + B4 Färbelösung	0.8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + C4 Färbelösung	2.7	
IPS e.max ZirCAD MT0 + orange Färbelösung	0.9	
IPS e.max ZirCAD MT A3 (Scheibe)	1.0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Dentin) (Scheibe)	6.0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (gesamt) (Scheibe)	18.0	

Tabelle 7: Chemische Löslichkeit von verschiedenen IPS e.max ZirCAD-Produkten (F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Die chemische Löslichkeit aller uneingefärbten, voreingefärbten und mit den intensivsten Färbelösungen (A4, B4, C4 und orange) infiltrierten IPS e.max ZirCAD-Produkte liegt weit unter dem in der Norm festgelegten Grenzwert (ISO 6872).

## 7.2 Zytotoxizität

Als Zytotoxizität wird die zellschädigende Wirkung einer Substanz bezeichnet. Der XTT-Assay wird verwendet, um zu bestimmen, ob die untersuchte Substanz die Zellvermehrung hemmt oder sogar den Zelltod verursacht. Der resultierende XTT<sub>50</sub>-Wert gibt die Konzentration einer Substanz an, die ausreicht, um die Zellzahl auf die Hälfte zu reduzieren.

Die Zytotoxizität von Zirkoniumoxid wurde von verschiedenen Autoren untersucht. Josset *et al.* [41] untersuchten die Biokompatibilität von zwei Implantatmaterialien, Zirkoniumoxid und Aluminiumoxid, in Osteoblasten-Zellkulturen. Für keines der beiden Materialien wurde ein toxisches Potential gefunden. Ein ähnliches Ergebnis wurde für die Zytotoxizität in Zellkulturen berichtet [41].

Ausserdem hat Ivoclar Vivadent Zytotoxizitäts-Tests an eingefärbten Y-TZP-Materialien (IPS e.max ZirCAD) in Auftrag gegeben.

Die *in vitro*-Zytotoxizität von stark eingefärbtem IPS e.max ZirCAD MT 0 + A4- Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + B4-Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + C4-Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + orange Färbelösung und IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violett wurde mit Hilfe von XTT-Tests untersucht. Für diese Untersuchung wurde ein Worst-Case-Szenario gewählt, bei dem die Testkörper in die Färbelösungen getaucht wurden. Keiner der Testkörper zeigte ein zytotoxisches Potenzial [42-48].

Mittels XTT-Test wurde ebenfalls die *in vitro*-Zytotoxizität von stark eingefärbtem IPS e.max ZirCAD-MO4 und IPS e.max ZirCAD MO2 untersucht. Weder für IPS e.max ZirCAD MO4 noch für MO2 wurde ein zytotoxisches Potential festgestellt [49; 50].

### 7.3 Genotoxizität

Als Genotoxizität wird die Wirkung von Substanzen oder äusseren Einflüssen bezeichnet, Schäden oder Veränderung im Erbgut von Zellen hervorzurufen.

Josset *et al.* [41] führten Genotoxizitätstests an Implantatmaterialien aus Zirkoniumoxid und Aluminiumoxid durch, um festzustellen, ob diese Materialien die DNA schädigen können. Zu diesem Zweck wurden Osteoblasten-Zellkulturen verwendet. Für keines der beiden Materialien wurde ein genotoxisches Potential gefunden. Ein mikrobieller Mutagenitäts-Test (AMES-Test) zeigte für beide Materialien keine Anzeichen eines genotoxischen Potenzials [41]. Ein durchgeführter AMES-Test von [51] kam zum selben Ergebnis.

AMES-Tests von Extrakten der stark eingefärbten Zirkoniumoxid-Produkte wurden vom unabhängigen Prüfinstitut Envigo CRS GmbH in Rossdorf, Deutschland durchgeführt. Es kann festgestellt werden, dass die Extrakte der Testprodukte in den Mutagenitätstests und unter den experimentellen Testbedingungen keine Genmutationen durch Basenpaar-Veränderungen oder Rasterverschiebungen im Genom der verwendeten Stämme induziert haben. Daher können die stark eingefärbten IPS e.max ZirCAD MT 0 + A4- Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + B4-Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + C4-Färbelösung, IPS e.max ZirCAD MT 0 + orange Färbelösung und IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violett in diesem *Salmonella typhimurium*- und *Escherichia coli* -Rückmutationsassay (AMES-Test) als nicht mutagen betrachtet werden [52-58].

### 7.4 Radioaktivität

Im Zusammenhang mit Dentalkeramik gibt es immer wieder kritische Anmerkungen zu einer möglichen Radioaktivität. Der Ursprung dieser Bedenken geht darauf zurück, dass in den 1970er Jahren sehr geringe Mengen radioaktive Fluoreszenzstoffe in einigen Metall-Keramikprodukten eingesetzt wurden [59-61]. Dazu gab es auch Messungen über eine mögliche Strahlenbelastung durch die im Mund eingesetzten Keramik [62]. Seit den 80er Jahre gibt es ausreichend Alternativen zur Erzeugung von Fluoreszenz in Dentalmaterialien ohne das radioaktive Additive eingesetzt werden. Man kann daher davon ausgehen, dass alle wichtigen Hersteller schon seit den 1980er Jahren auf radioaktive Zusätze verzichten. Trotzdem können mögliche Quellen von Radioaktivität nicht einfach ausgeschlossen werden. Geringste Verunreinigungen von Uran oder Thorium in Rohstoffen, die manchmal in ihrem natürlichen Zustand eingesetzt werden, oder in Pigmenten lassen sich nur schwer eliminieren [59]. Daher wurde in den Normen für Keramikmaterialien (EN ISO 6872, EN ISO 9693, ISO

13356) festgelegt, dass keine radioaktiven Zusätze erlaubt sind und Grenzwerte für die maximal erlaubte Radioaktivität definiert.

Im Untersuchungsbericht von Rieger [51] wird für Zirkoniumoxid-Biokeramik eine Aktivität für  $^{238}\text{U}$  von 0.003 Bq/g angegeben. Die folgenden Radioaktivitätswerte wurden mit Hilfe von  $\gamma$ -Spektroskopie für diverse IPS e.max ZirCAD-Produkte gemessen. Die Werte liegen alle weit unter dem zugelassenen Grenzwert.

	$^{238}\text{U}$ [Bq/g]	$^{232}\text{Th}$ [Bq/g]	Referenz
IPS e.max ZirCAD MO 4	< 0.03	< 0.03	[63]
IPS e.max ZirCAD LT A3	< 0.03	< 0.03	[64]
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Inzisal)	< 0.03	< 0.03	[65]
Grenzwert nach ISO 6872:2015	1.000		-

► **Schlussfolgerung:**

Angesichts der vorliegenden Daten und des heutigen Wissensstandes kann festgehalten werden, dass IPS e.max ZirCAD einschliesslich der Färbelösungen kein toxisches Potential aufweist. Ein Gesundheitsrisiko für Patienten kann ausgeschlossen werden, sofern IPS e.max ZirCAD und die dazugehörigen Färbeflüssigkeiten entsprechend den Gebrauchsinformationen verwendet werden.

## 8 Literatur

1. Foser HP. Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. *Dental Spectrum* 1999;15:185-195.
2. Lutze K (2013). Ein Lukratives Geschäft - Zähne vom Schlachtfeld: *zm online*.
3. Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, 8. (unveränderte) Auflage. Thieme; 2005.
4. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International* 2017;48:369-380.
5. Salmang-Scholze. *Keramik*. Vol. 7., vollständig neubearbeitete und erweiterte Auflage. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; Heidelberg 2007.
6. Holleman-Wiberg. *Lehrbuch der anorganischen Chemie*. 101 ed. Walter de Gruyter & Co.; Berlin 1995.
7. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*. Volume A 28 Water to Zirconium and Zirconium Compounds. Ullmann; 1996.
8. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices* 2016;13:945-963.
9. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-298.
10. Maziero Volpato CA, D'Altoé Garbelotto LG, Celso Fredel M, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. Buchkapitel 17 aus: *Advances in Ceramics -Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment* (Edited by Prof Costas Sikalidis) 2011:397-421.
11. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704.
12. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
14. Stober T, Bermejo JL, Schwindling FS, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil* 2016;43:621-629.
15. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence International* 2011;42:173-187 (inkl. Literaturliste).
16. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-177.
17. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-1242.
18. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2014;27:33-43.
19. Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont* 2014;23:593-601.
20. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236-261.

21. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottman A, Roos M, Hammerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-112.
22. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2014;111:20-29.
23. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, Ahn J-S, Ryu J-J. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40:979-988.
24. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent* 2014;42:1586-1591.
25. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:49-58.
26. Guess PC, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Zavanelli R, Thompson VP. Veneering technique effect on fatigue reliability of zirconia-based all-ceramic crowns. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2010;89.
27. Yilmaz T, Selcuk FA. Effect of veneering techniques on bond strength of zirconia-based systems. 2014.
28. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-1524.
29. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International* 2010;41:631-637.
30. Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered and milled (CAD-on) veneering ceramics: 1-year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int* 2015:861-870.
31. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent* 2015.
32. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res* 2016;95:67-73.
33. Watzke R, Huth S, Enggist L, Peschke A. 4 years clinical behavior of CAD-on restorations. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2014;93.
34. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *Journal of Adhesive Dentistry* 2010;12:259-272.
35. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 2010;23:493-502.
36. Watzke R, Peschke A, Roulet J-F. Clinical behavior of all-ceramic inlay retained bridges after 18 months. *J Dent Res* 2010;89.
37. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical



- studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-147.
38. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;86:203-209.
  39. Pospiech P. Biokompatibilität keramischer Systeme. *Quintessenz Zahntechnik* 2005;31:1337-1343.
  40. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
  41. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.
  42. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716001. 2015. <sup>8</sup>
  43. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716007. 2015. <sup>8</sup>
  44. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716005. 2015. <sup>8</sup>
  45. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716003. 2015. <sup>8</sup>
  46. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734305. 2016. <sup>8</sup>
  47. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734303. 2016. <sup>8</sup>
  48. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734301. 2016. <sup>8</sup>
  49. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-test). RCC-CCR Report No. 1015500. 2006. <sup>8</sup>
  50. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120101. 2007. <sup>8</sup>
  51. Rieger W. Studies of Biocompatibility of ZrO<sub>2</sub> and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramics. Contribution, 6th Biomaterial Symposium, Göttingen 1994:1-35.
  52. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716009. 2015. <sup>8</sup>
  53. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716015. 2015. <sup>8</sup>
  54. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716013. 2015. <sup>8</sup>
  55. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716011. 2015. <sup>8</sup>
  56. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734313. 2016. <sup>8</sup>
  57. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734315. 2016. <sup>8</sup>
  58. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734317. 2016. <sup>8</sup>
  59. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46:688-690.
  60. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. *British Dental Journal* 1974;136:101-106.
  61. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1976;31:860.

62. Sairenji E, Moriwaki K, Shimizu M, Noguchi K. Estimation of radiation dose from porcelain teeth containing uranium compound. J Dent Res 1980;59:1136-1140.
63. Küppers G. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with EAM591. Forschungszentrum Jülich. 2006.<sup>8</sup>
64. Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Probe 1298-1 PU ZirCAD LT. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10064. 2017.<sup>8</sup>
65. Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Probe 1298-2 PU ZirCAD Schneide. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10065. 2017.<sup>8</sup>

---

<sup>8</sup> Berichte aus Auftragsmessungen von Ivoclar Vivadent AG, Referenzen nicht veröffentlicht.

Wir stehen nicht für die Genauigkeit, den Wahrheitsgehalt oder die Zuverlässigkeit der von Dritten stammenden Informationen ein. Für den Gebrauch der Informationen wird keine Haftung übernommen, auch wenn wir gegenteilige Informationen erhalten. Der Gebrauch der Informationen geschieht auf eigenes Risiko. Sie werden Ihnen "wie erhalten" zur Verfügung gestellt, ohne explizite oder implizite Garantie betreffend Brauchbarkeit oder Eignung (ohne Einschränkung) für einen bestimmten Zweck.

Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir, noch eine mit uns verbundene Partei, können für etwaige direkte, indirekte, mittelbare oder spezifische Schäden (inklusive aber nicht ausschliesslich Schäden aufgrund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbaren Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche aufgrund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG  
Forschung & Entwicklung  
Wissenschaftlicher Dienst  
Bendererstrasse 2  
FL – 9494 Schaan  
Liechtenstein

Inhalt: Dr. Anja Gebhardt / Joanna-C. Todd  
Ausgabe: November 2017