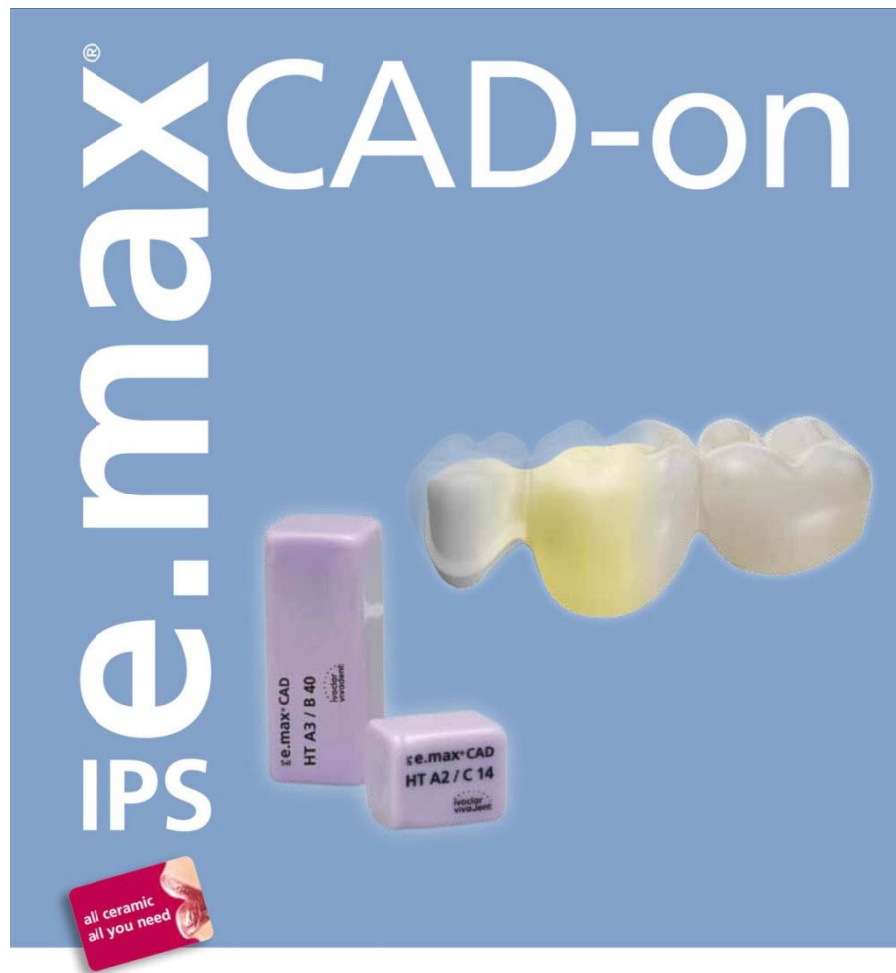


IPS e.max[®] CAD-on



Wissenschaftliche Dokumentation

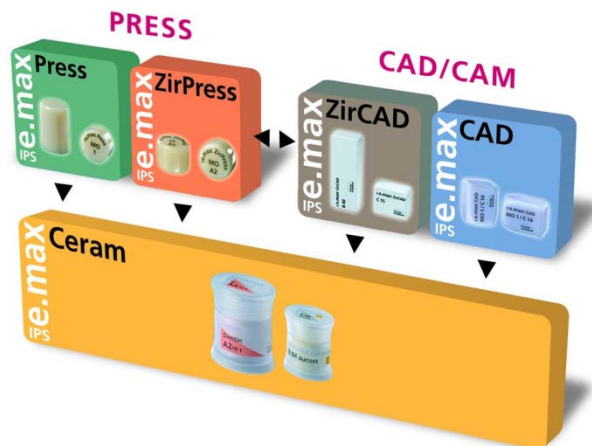
Inhaltsverzeichnis

1. Einführung	3
1.1 IPS e.max Produktprogramm.....	3
1.2 IPS e.max CAD-on-Technik.....	4
2. Materialien für die IPS e.max CAD-on-Technik	5
2.1 IPS e.max ZirCAD	5
2.2 IPS e.max CAD	7
2.3 IPS e.max CAD Crystall./Connect.....	9
2.4 IPS e.max CAD Crystall./Add-On Connect und Liquids.....	11
2.5 IPS e.max CAD Crystall./Shades, Stains, Glaze.....	11
3. Gründe für die IPS e.max CAD-on-Technik	13
3.1 Effizienz und Produktivität	13
3.2 Materialeigenschaften von IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD.....	13
3.3 Materialeigenschaften von IPS e.max CAD-on-Restaurationen.....	14
3.4 IPS e.max CAD-on-Technik im Vergleich zu Mitbewerbermaterialien und - techniken	15
3.5 Ästhetik	16
3.6 Schlussfolgerung.....	16
4. Technische Daten & Werkstoffkundliche Unter-suchungen	17
5. In vitro-Untersuchungen.....	22
5.1 Biegefestigkeit, Ermüdungsverhalten und Zuverlässigkeit von IPS e.max CAD-on- Restaurationen	22
6. Oberflächenverschleiss von Keramikrestaurationen	31
6.1 Messung des Antagonistenverschleisses.....	31
6.2 Einfluss von Materialhärte und -festigkeit auf den Verschleiss.....	32
6.3 Einfluss der Oberflächenrauheit auf den Verschleiss	32
7. Klinische Studien	35
7.1 Klinische Bewährung von IPS e.max CAD-on-Kronen und -Brücken	35
8. Biokompatibilität	37
8.1 Einleitung	37
8.2 Chemische Beständigkeit	37
8.3 Zytotoxizität	38
8.4 Sensibilisierung und Irritation	38
8.5 Radioaktivität.....	39
8.6 Mutagenität	39
8.7 Biologische Risiken für Anwender und Patienten.....	40
8.8 Schlussfolgerung.....	40
9. Literatur	41

1. Einführung

1.1 IPS e.max Produktprogramm

IPS e.max ist ein innovatives Vollkeramiksysteem, mit dem alle vollkeramischen Indikationen - vom dünnen Veneer bis zur 12-gliedrigen Brücke – realisiert werden können. Das Vollkeramiksysteem umfasst höchsthetische und hochfeste Materialien sowohl für die konventionelle Press- als auch die moderne CAD/CAM-Technologie.

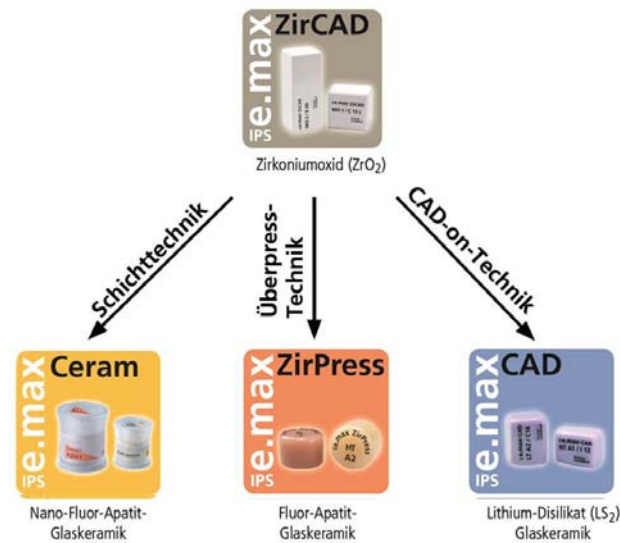


PRESS: IPS e.max Press ist eine höchsthetische Lithiumdisilikat-Glaskeramik für die PRESS-Technik. IPS e.max ZirPress ist eine Fluorapatit-Glaskeramik für die schnelle und effiziente Überpresstechnik von Zirkoniumoxid-Gerüsten.

CAD/CAM: IPS e.max ZirCAD ist ein hochfestes Zirkoniumoxid Material geeignet für weitspannige Brücken und IPS e.max CAD ist eine höchsthetische Lithiumdisilikat-Glaskeramik, die sich speziell für Einzelzahnrestorationen eignet. Für beide kommt die CAD/CAM-Technologie zur Anwendung.

IPS e.max Ceram ist eine Nano-Fluorapatit-Schichtkeramik, die zur Charakterisierung und Verblendung aller IPS e.max Komponenten eingesetzt wird - egal welcher Zusammensetzung.

1.2 IPS e.max CAD-on-Technik



Bei der IPS e.max CAD-on-Technik werden zwei bestehende CAD/CAM-Materialien kombiniert: IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD. Beide Materialien haben sich gut bewährt und ihr klinischer Erfolg wird durch zahlreiche klinische und *in vitro* Studien belegt [1-10]. Die IPS e.max CAD-on-Technik ist eine innovative dritte Möglichkeit, das hochfeste, yttriumstabilisierte Zirkonoxid-Material als Gerüstwerkstoff einzusetzen. Bisher wurde IPS e.max ZirCAD entweder mit der IPS e.max Ceram Schichtkeramik verblendet oder mit IPS e.max ZirPress überpresst. Bei der IPS e.max CAD-on-Technik wird eine IPS e.max CAD-Verblendstruktur mit einem IPS e.max ZirCAD-Gerüst verbunden. Es handelt sich dabei um ein neues, effizientes, computerunterstütztes Herstellungsverfahren für hochfeste Front- und Seitenzahnrestorationen ohne ästhetische Kompromisse.

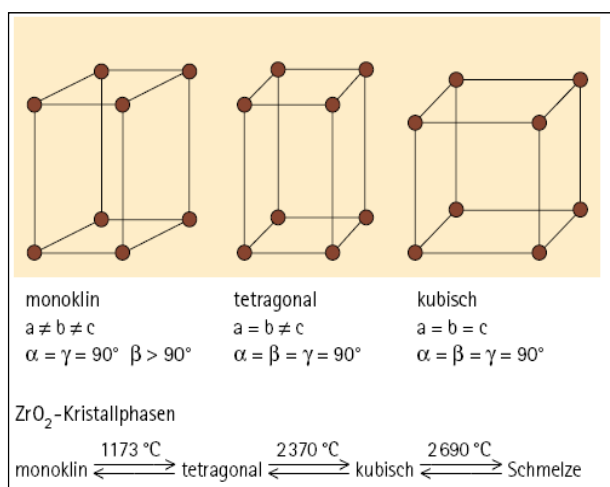
2. Materialien für die IPS e.max CAD-on-Technik

2.1 IPS e.max ZirCAD

Material/ Herstellung

Yttriumoxid-teilstabilisiertes, tetragonales Zirkoniumoxid (Y-TZP) wurde als Stumpfaufbaumaterial für Vollkeramikrestaurationen in den frühen 1990er Jahren in der Zahnheilkunde eingeführt und wird vor allem in der CAD/CAM-Technologie eingesetzt. Y-TZP besteht bei Raumtemperatur aus feinkristallinem, tetragonalem Zirkoniumoxid.

Reines Zirkoniumoxid (ZrO_2) liegt je nach Temperatur in verschiedenen Kristallstrukturen vor. Bei der Abkühlung aus der Schmelze durchläuft es die Kristallphasen kubisch (**k**), tetragonal (**t**) und monoklin (**m**) (siehe Abb. 1). Bei der Phasenumwandlung **t** → **m** handelt es sich um eine sogenannte martensitische Umwandlung.



Diese Umwandlung ist mit einer Volumenzunahme von 3-5% verbunden. Dies bedeutet, dass Bauteile aus reinem ZrO_2 durch die Volumenzunahme und den damit verbundenen Spannungen und Mikrorissen zerspringen würden. Durch verschiedene Zusätze wie z.B. Y_2O_3 , MgO , CeO_2 kann diese Phasenumwandlung zu tieferen Temperaturen verschoben werden, was eine Stabilisierung der **t**-Phase bei Raumtemperatur ermöglicht. Dies geschieht bei 3Y-TZP z.B. durch Dotieren von ZrO_2 mit 3 Mol.-% (entspricht 5.1 Gew.-%) Y_2O_3 .

Abb. 1: Kristallphasen und Übergangstemperaturen des reinen Zirkoniumoxids

Das tetragonale 3Y-TZP ist bei Raumtemperatur in einem metastabilen Zustand. Metastabil deshalb, weil die Umwandlung **t** → **m** durch äussere Einwirkungen wie Spannungen, Temperatur und Umgebung induziert werden kann. Diese Phasenumwandlung und die damit verbundene Volumenzunahme kann sich sehr vorteilhaft auswirken, man spricht dann von *spannungsinduzierter Umwandlungsverstärkung*. Die gefürchtete Rissausbreitung bei Keramik und der nachfolgend katastrophale Bruch des Bauteils kann verzögert werden. Das Spannungsfeld an einer Risspitze bewirkt die Phasenumwandlung **t** → **m**. Die damit verbundene Volumenzunahme der umgewandelten Körner führt einerseits zur Ausweitung der Risspitze und damit zur Entschärfung der Situation, andererseits zum Zusammendrücken der Rissflanken. Dies verleiht dem Werkstoff Y-TZP die aussergewöhnlich hohe Festigkeit und hohe Bruchzähigkeit.

IPS e.max ZirCAD ist ein vorgesinterter Block aus Yttrium-stabilisiertem Zirkoniumoxid (Y-TZP) für die CAD/CAM-Technik (Abb. 2).



Das Gefüge des Blocks ist sehr porös und "kreibig". Die Körner sind mit spröden Sinterhalsen, die während des Vorsinterns geformt werden, leicht miteinander verbunden (Abb. 3).

Die Porosität beträgt etwa 50% und die Festigkeit des Materials ist noch sehr gering, was eine einfache Beschleifung und Bearbeitung ermöglicht.

Abb. 2: IPS e.max ZirCAD

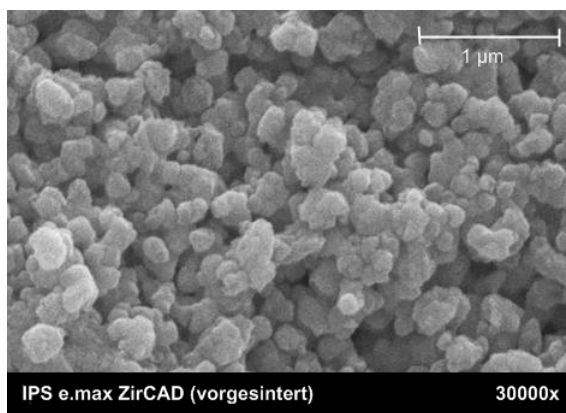


Abb. 3: Gefüge von vorgesintertem IPS e.max ZirCAD (REM-Aufnahme der Bruchfläche)

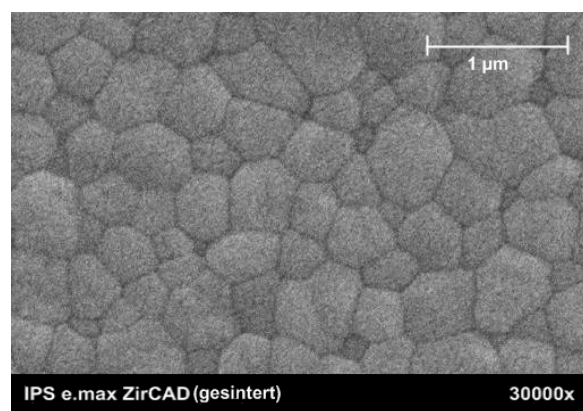


Abb. 4: Gefüge von gesintertem IPS e.max ZirCAD (REM-Aufnahme, thermisch geätzt bei 1420°C für 15 min)

Nach der Formgebung mittels CAM-Technologie ist das Werkstück ca. 20-25% grösser als seine endgültige Form. Das Material wird dann gesintert, um das Mikrogefüge zu verdichten, währenddessen sich die in Abb. 4 gezeigten homogenen Körner ausbilden. Die Dichte erhöht sich auf ca. 99.5% der theoretischen Dichte (TD), die gewünschten hohen Festigkeitswerte werden erreicht und das Gerüst schrumpft auf seine endgültige Grösse.

Indikation

In seinem Endzustand zeigt IPS e.max ZirCAD eine aussergewöhnliche Biegefestigkeit von >900 MPa. Deshalb ist es auch das Material der Wahl in Situationen, in denen hohe Festigkeit notwendig ist, wie beispielsweise bei Seitenzahnbrücken. Es kann für beinahe alle Indikationen verwendet werden, die früher mit Metall ausgeführt wurden. Brücken mit bis zu 12 Gliedern können hergestellt werden, aber das Material kann auch für Einzelkronen für den Front- und Seitenzahnbereich verwendet werden. IPS e.max ZirCAD gibt es in drei Farben (MO 0, MO 1, MO 2). Zusätzlich sind die IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids in den Farben CL1 - CL4 erhältlich, um die aus IPS e.max ZirCAD MO 0 hergestellten Gerüste farblich zu gestalten. Für ästhetischere Ergebnisse werden IPS e.max ZirCAD-Gerüste konventionell mit IPS e.max Ceram verblendet oder sie werden mit einer Verblendstruktur aus IPS e.max ZirPress überpresst. Die IPS e.max CAD-on-Technik eröffnet neue ästhetische Möglichkeiten für die traditionellen IPS e.max ZirCAD-Indikationen und zwar durch Kombination der Festigkeit eines IPS e.max ZirCAD-Gerüsts mit der herausragenden Ästhetik einer IPS e.max CAD HT (High Translucency) Verblendstruktur.

2.2 IPS e.max CAD

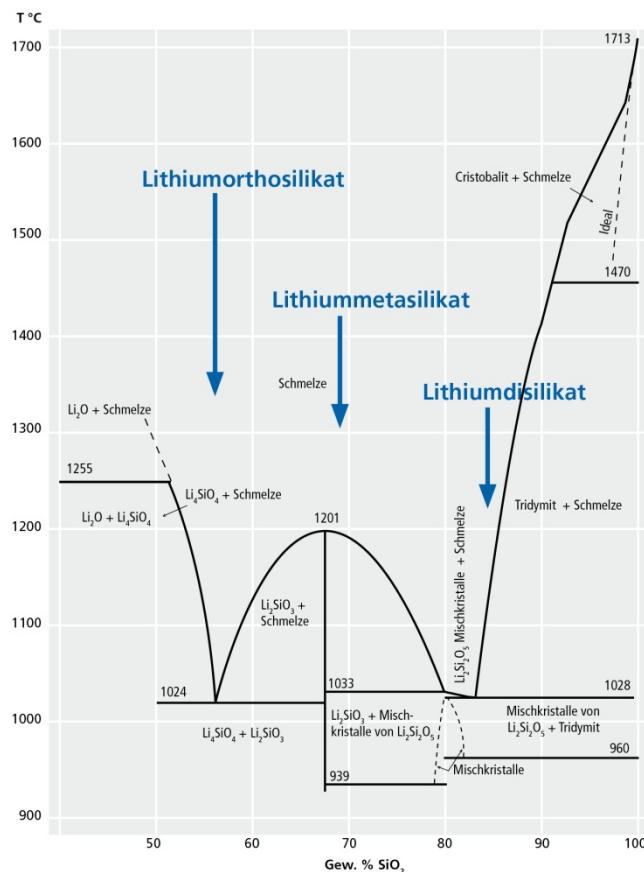
Material/ Herstellung

IPS e.max CAD ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik (LS_2) für die CAD/CAM-Technologie. Es besteht unter anderem aus Quarz, Lithiumoxid, Phosphoroxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid. Die IPS e.max CAD-Blöcke werden einzeln als transparente Glasblöcke gegossen (Abb. 5).



Abb. 5: Glasblock, blauer teilkristallisierter Block (Lithiummetasilikat) und kristallisierter Block (Lithiumdisilikat)

Ein kontinuierlicher Produktionsprozess basierend auf einem glastechnischer Verfahrensweg (Giess-Press Verfahren) wird für deren Herstellung verwendet, wobei optimierte Prozessparameter eine Fehlstellenausbildung (Poren etc.) im Volumen verhindern.



Die Kristallisation erfolgt in zwei Phasen (Abb. 6). Zuerst werden Lithiummetasilikat-Kristalle gebildet (Li_2SiO_3). In diesem teilkristallisierten Zustand sind die Blöcke üblicherweise "blau", abhängig von der beigefügten Farbstoffmenge (Abb. 5). Sie zeigen eine ausreichende Festigkeit und Kantenstabilität und können schnell und einfach mit CAD/CAM-Systemen bearbeitet werden. Ein zweiter Wärmebehandlungsschritt wird nach dem Schleifen durchgeführt, in dessen Verlauf die Metasilikatphase komplett aufgelöst und Lithiumdisilikat ($Li_2Si_2O_5$) auskristallisiert wird. Dies verleiht dem Keramikwerkstück seine definitive Farbe und gewünschte hohe Festigkeit.

Abb. 6: SiO₂-Li₂O-Materialsystem nach Kracek, 1930 [11]

Farbe

Die Farbgebung der Gläser erfolgt durch Ionenfärbung. Im teilkristallisierten Zustand liegen die farbgebenden polyvalenten Elemente in anderen Oxidationszuständen vor als im Endprodukt. Die meisten Blöcke weisen im teilkristallisierten Zustand eine blaue Färbung auf. Die gewünschte Zahnfarbe und Opazität (Abb. 8) entsteht während des IPS e.max CAD-on-Technik *Füge-/Kristallisationsbrandes*.

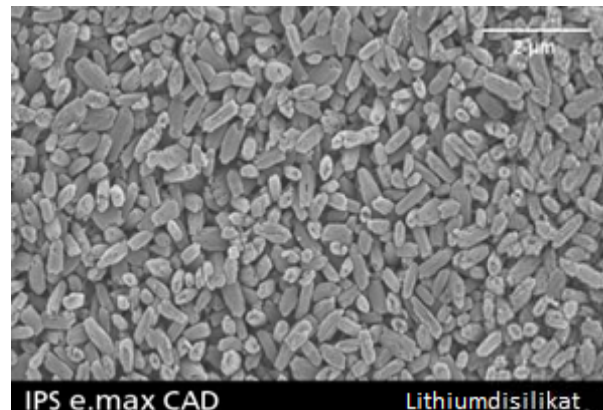
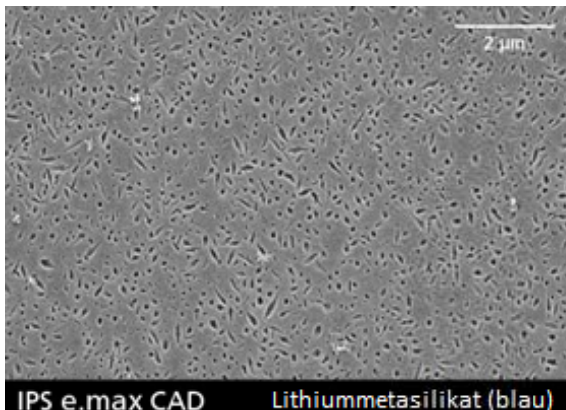


Abb. 7: Krone im teilkristallisierten "blauen" Zustand



Abb. 8: Krone im Endzustand

Gefügestruktur



AD

Das teilkristallisierte IPS e.max CAD-Mikrogefüge in Abb. 9 besteht aus 40% Lithiummetasilikat-Kristallen (Li_2SiO_3) eingebettet in eine Glasphase. Die Korngrösse der plättchenförmigen Kristalle liegt im Bereich 0.2 - 1.0 μm . Die herausgeätzten Bereiche repräsentieren die Lithiummetasilikat-Kristalle.

Nach dem *Füge-/Kristallisationsbrand* bei 840 °C besteht das nun endkristallisierte IPS e.max CAD-Mikrogefüge aus ca. 70% feinkörnigen Lithiumdisilikat-Kristallen ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), die in eine Glasmatrix eingebettet sind. Durch die Ätzung mit Flusssäuredampf (HF) wird die Glasphase weggelöst und die Lithiumdisilikat-Kristalle werden sichtbar (Abb. 10).

Indikation

Das transluzente IPS e.max CAD mit seiner hohen Biegefestigkeit von ca. 360 MPa ist geeignet für Thin Veneers, Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen und Kronen; es ist in drei verschiedenen Transluzenzstufen MO, LT und HT erhältlich. Zusätzlich werden Impulse-Blöcke mit speziellen optischen Eigenschaften, wie beispielsweise Opaleszenz, angeboten.

Die MO-Blöcke werden in 5 verschiedene Farben angeboten die auf die A-D und Bleach BL Farben abgestimmt sind. MO ist ein ästhetisches Gerüstmaterial, das mit IPS e.max Ceram verblendet wird. LT-Blöcke mit niedriger Transluzenz und zahlreichen Farben ermöglichen die Herstellung von vollanatomischen Restaurationen. Für höchästhetische Ergebnisse können die Restaurationen teilreduziert und dann mit IPS e.max Ceram geschichtet werden. HT-Blöcke bieten eine hohe Transluzenz und sind ideal für die Herstellung von dünnen Veneers, Veneers, Inlays und Onlays. Mit ihrem "Chamäleon"-Effekt nehmen sie die Farbe der umgebenden Zahnschubstanz an. Impulse Blöcke sind in drei Helligkeitsstufen (Value 1, 2, 3) und zwei Opaleszenz Farben (Opal 1, 2) erhältlich und werden hauptsächlich für (dünne) Veneers, Teilkronen und Kronen verwendet.

IPS e.max CAD HT-Blöcke sind das Material der Wahl für die IPS e.max CAD-on-Technik. Die Verblendstruktur wird aus IPS e.max CAD HT-Blöcken hergestellt, die danach auf ein IPS e.max ZirCAD-Gerüst gefügt wird. Auf diese Weise entstehen höchästhetische und hochfeste Kronen, 3-4-gliedrige Brücken oder Implantat-Suprakonstruktionen. Die IPS e.max CAD-on-Technik eröffnet somit neue Anwendungsgebiete für IPS e.max CAD und zwar durch die Kombination der Festigkeit eines IPS e.max ZirCAD-Gerüsts mit der herausragenden Ästhetik eines IPS e.max CAD HT Blocks.

2.3 IPS e.max CAD Crystall./Connect

Material / Herstellung

IPS e.max CAD Crystall./Connect ist eine speziell entwickelte Fügeglaskeramik für die IPS e.max CAD-on-Technik. Damit wird während des IPS e.max CAD-on-Technik *Füge-/Kristallisationsbrandes* ein homogener Verbund zwischen dem IPS e.max ZirCAD-Gerüst und der IPS e.max CAD-Verblendstruktur geschaffen. Abbildung 11, zeigt die gleichmässig in der Glasmatrix verteilten Fluorapatit-Kristalle.

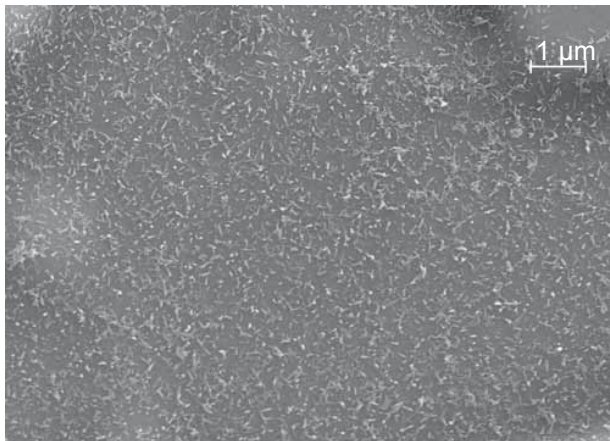


Abb. 11: IPS e.max CAD Crystall./Connect geätzt mit 3% HF für 10s

Die neun Farben der Fügeglaskeramik sind so eingestellt, dass die IPS e.max ZirCAD-Farben MO 0 bis MO 4 in Kombination mit den IPS e.max CAD HT-Farben der gewünschten A-D oder Bleach BL-Farbe entsprechen.

IPS e.max CAD Crystall./Connect ist ein vordosiertes, gebrauchsfähiges thixotropes Pulver-Flüssigkeits-Gemisch, welches als Single Dose erhältlich ist und damit Mischfehler vorbeugt (Abb. 12a). Zur Verarbeitung der Fügeglaskeramik wird das Vibrationsgerät Ivomix verwendet (Abb. 12b). Die Arbeitsplattform vibriert in einer definierten Frequenz von 230 Hz, was exakt den Fließeigenschaften der Fügeglaskeramik entspricht. Die Mischung wird durch die Vibration fließfähig, wodurch sie durchgemischt und auf das Gerüst und in die Verblendstruktur aufgetragen werden kann. Die beiden Teile werden zusammengefügt, während sie auf den Ivomix gehalten werden (Abb. 12c). Sobald die Vibration endet, verfestigt sich IPS e.max CAD Crystall./Connect wieder, was die Überprüfung der zusammengefügten Restauration im Artikulator erlaubt. Es ist äusserst wichtig, dass die Glaskeramik nicht mit Flüssigkeit verdünnt wird, weil dies die Fügung negativ beeinträchtigen würde. Übrig gebliebenes Material kann nicht für weitere Restaurationen verwendet werden, da sich das Pulver/Flüssigkeits-System verändert.



Abb. 12 a-c: IPS e.max CAD Crystall./Connect, Ivomix Vibrationsgerät und Zusammenfügen der IPS e.max CAD-on-Restauration auf dem Ivomix

Die Sintertemperatur des IPS e.max CAD Crystall./Connect wurde an die Kristallisationstemperatur von IPS e.max CAD angepasst, damit der Fügeprozess und die Kristallisation von IPS e.max CAD gleichzeitig durchgeführt werden können. Nach dem IPS e.max CAD-on-Technik *Füge-/Kristallisationsbrand* bei 840 °C bildet IPS e.max CAD Crystall./Connect einen homogenen Verbund sowohl zum IPS e.max ZirCAD-Gerüst, als auch zur IPS e.max CAD-Verblendstruktur. Dieser homogene Verbund ist in den REM-Aufnahmen an beiden Grenzflächen sehr gut zu erkennen (Abb. 13).

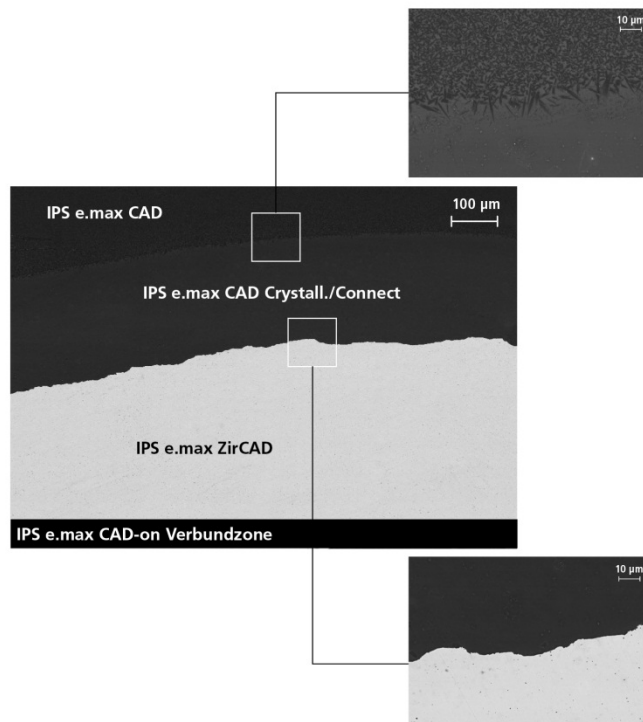


Abb.13: Homogene Fügezonen zwischen IPS e.max CAD, IPS e.max CAD Crystall./Connect und IPS e.max ZirCAD

Der IPS e.max CAD-on-Technik Füge-/Kristallisationsbrand wird für IPS e.max CAD-on-Restaurationen verwendet. Das Vortrocknen der Restauration und des Fügebereiches ist ein wichtiger Schritt im Rahmen des Brennprozesses, da dabei die Fügeglaskeramik durch den Fügespalt gleichmässig getrocknet wird. Unzureichende oder zu schnelle Trocknung kann dazu führen, dass sich die Verblendstruktur ganz oder teilweise vom Gerüst abhebt. Die Aufheizrate und Haltezeit bei 820 °C wurden so angepasst, dass die gesamte Restauration gleichmässig durchgewärmt wird. Am Ende des Programmzyklus wurde die Langzeitkühlung auf 600 °C ausgedehnt. Auf Grund der Komplexität dieses speziell entwickelten Brennprogramms muss der Brennofen strikten Vorgaben genügen.

2.4 IPS e.max CAD Crystall./Add-On Connect und Liquids

IPS e.max CAD Crystall./Add-On Connect ist ein Glaskeramikpulver für alle notwendigen Anpassungen im Fügebereich, nachdem die IPS e.max CAD-on-Restauration zusammengefügt und kristallisiert worden ist. Es wird mit IPS e.max CAD Crystall./Add-On Liquid *longlife* unter Vibration zu einer cremigen Konsistenz gemischt und zu Korrekturzwecken auf den Fügespalt aufgetragen. Es sind zusätzlich IPS e.max CAD Crystall./Add-On-Materialien für Korrekturen im Inzisal- und Dentinbereich und im basalen Bereich des Brückenzwischenglieds erhältlich. IPS e.max CAD Crystall./Add-On Incisal und Dentin werden jeweils mit IPS e.max CAD Crystall./Add-On Liquid *allround* gemischt, welches dem Material eine standfeste, schichtbare Konsistenz verleiht. Danach wird der IPS e.max CAD-on-Korrekturbrand mit den Brennparametern für den IPS e.max CAD-on-Technik Charakterisierung/Glanzbrand durchgeführt.

2.5 IPS e.max CAD Crystall./Shades, Stains, Glaze

Nach Abschluss des IPS e.max CAD-on-Technik Füge-/Kristallisationsbrandes muss die IPS e.max CAD-on-Restauration glasiert und, charakterisiert werden. Für die Charakterisierung und die Glasur dürfen ausschliesslich die IPS e.max CAD Crystall./Shades, Stains und Glaze verwendet werden.

Vor dem Auftragen werden die IPS e.max CAD Crystall./Shades, Stains und Glaze-Materialien aus der Spritze entnommen und gut durchmischt. Die Pasten können mit IPS

e.max CAD Crystall./Glaze Liquid auch leicht verdünnt werden. Danach wird ein Korrekturbrand mit den Brennparametern für den IPS e.max CAD-on-Technik Charakterisierung/Glanzbrand durchgeführt. Dabei wird ein fester Verbund zwischen der Glasurschicht und der Lithiumdisilikat-Glaskeramik (LS₂) erzielt. Der Übergang weist keine Blasen oder Risse auf. (Abb. 14)

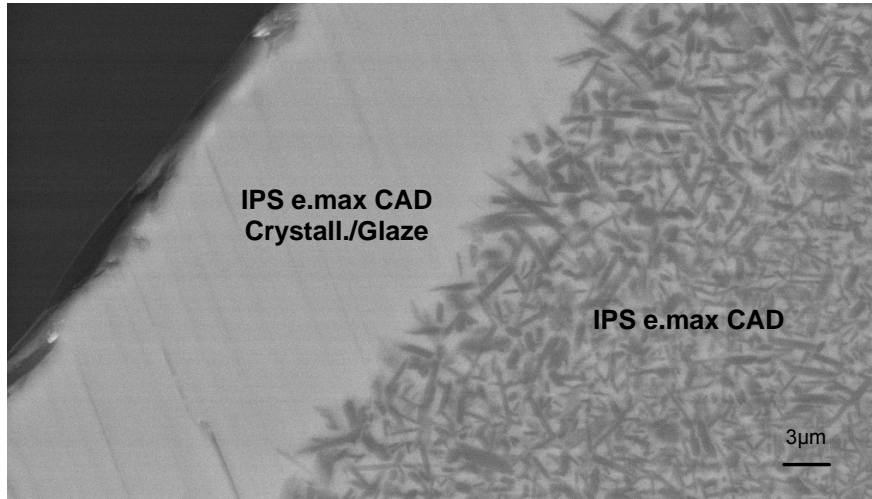


Abb. 14: Verbundzone zwischen IPS e.max CAD Crystall./Glaze und der IPS e.max CAD-Verblendstruktur. (REM-Aufnahme, polierte Oberfläche)

3. Gründe für die IPS e.max CAD-on-Technik

3.1 Effizienz und Produktivität

Die IPS e.max CAD-on-Technik ist eine neue Methode zur Herstellung von Zirkoniumoxid-unterstützten Kronen und Brücken. Das IPS e.max ZirCAD-Gerüst und die passgenau IPS e.max CAD-Verblendstruktur werden mit der Hilfe des „Multi-layer“ Konstruktionsverfahren von Sirona inLab, in einem Schritt hergestellt. Die Fügung der IPS e.max CAD-Verblendstruktur und des IPS e.max ZirCAD-Gerüsts, sowie die Kristallisation der IPS e.max CAD-Verblendstruktur finden gleichzeitig statt. Im Vergleich zur traditionellen Schicht- oder Überpresstechnik kann damit die Verarbeitungszeit um bis zu 40% reduziert werden. Diese Technik kann also sowohl die Effizienz als auch die Produktivität steigern.

3.2 Materialeigenschaften von IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD

Je nach Situation bestehen aus materialtechnischer Sicht einige beachtenswerte und gut dokumentierte Einschränkungen bei der konventionellen Schicht- und Überpress-Technik. Obwohl IPS e.max ZirCAD eine Biegefestigkeit von über 900 MPa aufweist, wird es bruchanfällig, sobald es verblendet ist. Defekte treten dabei vermehrt im Höckerbereich auf, während Risse sich im Innern der Verblendung entwickeln. Studien zeigen, dass die Inzidenz von Abplatzungen bei Zirkoniumoxid-Restaurationen mit Verblendungen im Seitenzahnbereich, mit 4.3% bis 20% nach 2.5 Jahren relativ hoch ist [12-17]. Im Vergleich dazu zeigen Metallkeramikrestaurationen eine Abplatzungsinzidenz im Bereich von 0% bis 12% über Beobachtungszeiträume von bis zu 15 Jahren [18].

Guess *et al* verglichen monolithische IPS e.max CAD-Molarenkronen mit verblendeten ZrO₂-Restaurationen *in vitro* und fanden heraus, dass IPS e.max CAD-Restaurationen eine grössere Beständigkeit aufwiesen und zyklische Belastungstests ohne Abplatzungen oder Frakturen überstanden, während verblendete Zirkoniumoxid-Kronen bereits bei bedeutend niedrigerer Belastung versagten und es zu Frakturen im Verblendmaterial kam. Bei Bruchlasttests zeigte IPS e.max CAD eine hohe Belastungsfähigkeit (2576 ± 206 N). Die Frakturen mit Rissen reichten bis in den Kern. Im Gegensatz dazu waren die in den IPS e.max ZirCAD-Proben beobachteten Frakturen auf die IPS e.max Ceram Verblendkeramik beschränkt (1195 ± 221 N) (Abb. 15) [19].

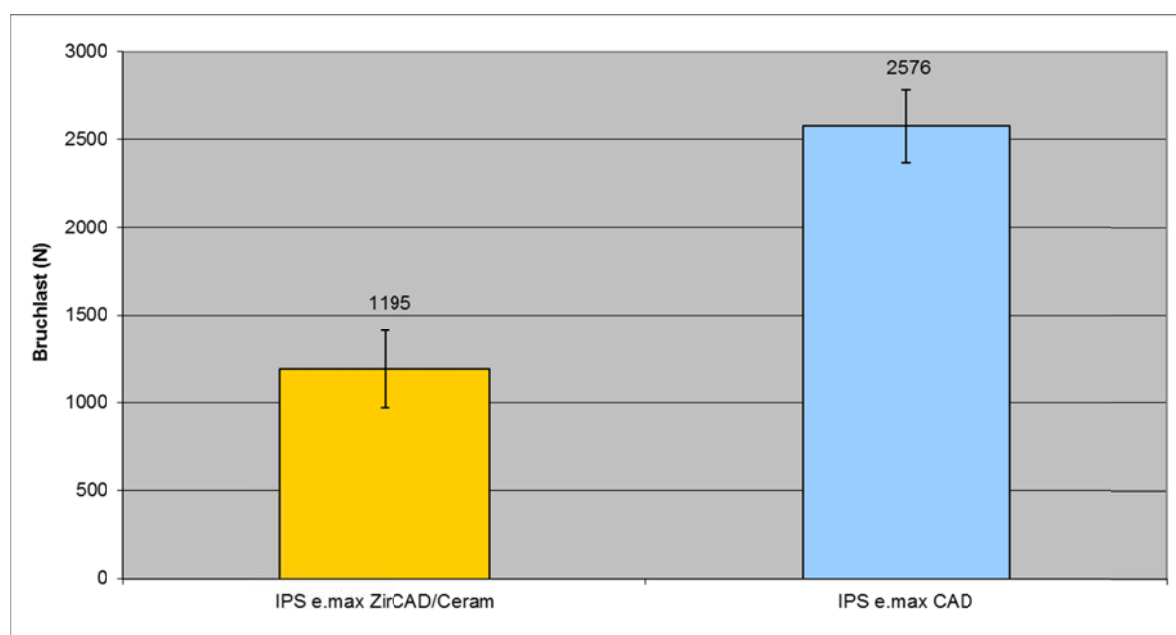


Abb. 15: Bruchlast von IPS e.max CAD und verblendetem IPS e.max ZirCAD.

In klinischen Situationen steht der Okklusalfäche der Verblendkeramik ein Antagonist gegenüber. Sie muss daher in der Lage sein, allen funktionellen und parafunktionellen Belastungen durch Essen und Kauen zu widerstehen. Die mechanische Festigkeit der Verblendstruktur scheint damit von grösster Wichtigkeit zu sein. Die Verblendkeramik für Zirkoniumoxid-basierte Restaurationen muss eine erhöhte Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit aufweisen. Die neue IPS e.max CAD-on-Technik erfüllt diese Anforderungen.

3.3 Materialeigenschaften von IPS e.max CAD-on-Restaurationen

Interne Studien von Ivoclar Vivadent bestätigen die Ergebnisse von Guess et. al. Zum Vergleich der Bruchlasten im Zusammenhang mit der IPS e.max CAD-on-Technik wurden 4-gliedrige Brücken in der IPS e.max CAD-on-Technik (n=8) und der Schichttechnik (n=8) hergestellt. Dabei wurden die minimalen Schichtstärken eingehalten. Okklusale Bruchlastuntersuchungen bis zum Bruch mit einem Stahlantagonisten wurden für beide Serien mit Hilfe eines Universal Zwick 1455 Testgerätes durchgeführt. Die durchschnittliche maximale Kaulast in der Praxis beträgt 500 N. IPS e.max CAD-on-Brücken zeigten eine signifikant höhere ($p < 0.05$) durchschnittliche Bruchlast mit 2188 N im Vergleich zu konventionell geschichteten Brücken mit 1388 N (Abb. 16).

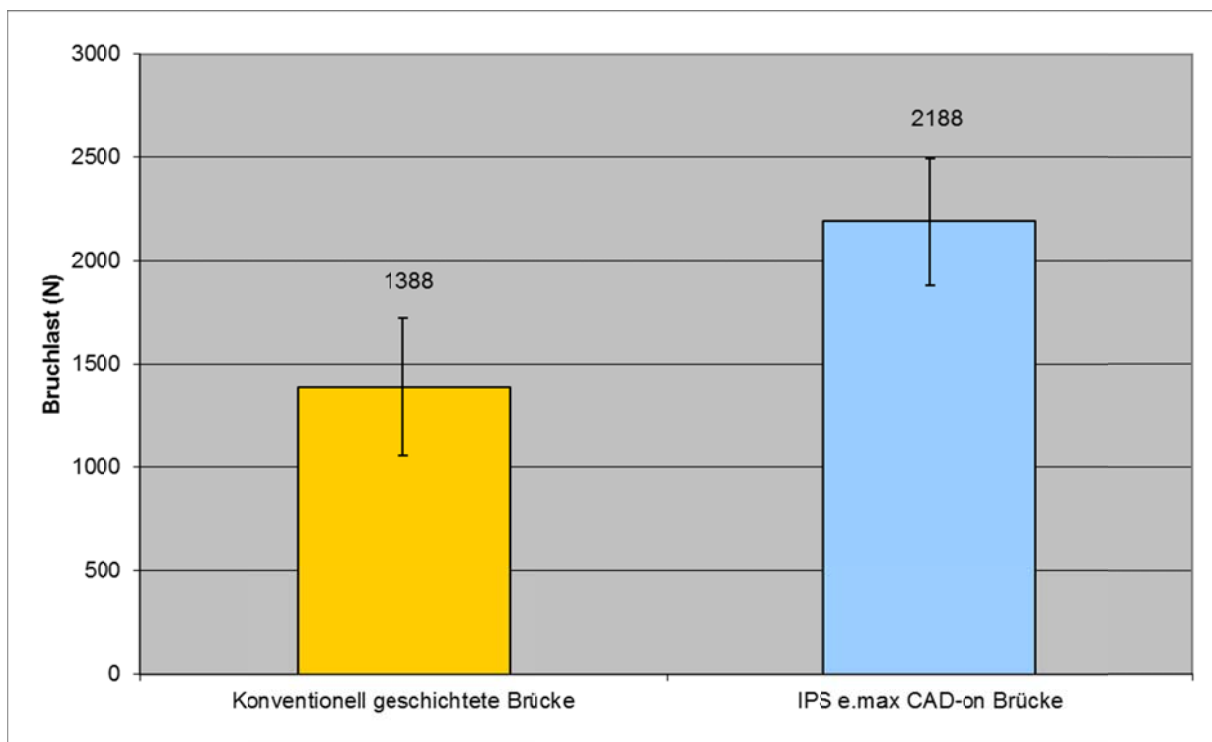


Abb. 16: Vergleich der Bruchlasten von Brücken hergestellt mit der IPS e.max CAD-on-Technik und der konventionellen Schichttechnik

Ähnlich wie bei den Untersuchungen von Guess [19] unterschieden sich die Restaurationen in der Art des Versagens. Die IPS e.max CAD-on-Restaurationen zeigten einen kompletten Bruch durch das Zwischenglied oder den Verbinderbereich bei sehr hoher Belastung und es wurden keine Abplatzungen der Verblendung beobachtet. Im Gegensatz dazu zeigten die konventionell geschichteten Restaurationen nur Abplatzungen der Verblendung, jedoch bei niedriger Bruchlast. Das unterschiedliche Bruchverhalten und die verschiedenen Bruchlasten können mit der unterschiedlichen Zugfestigkeit der Verblendstrukturen erklärt werden. Die Lithiumdisilikat-Glaskeramik (IPS e.max CAD) mit einer Biegefestigkeit von 360 MPa erhöht die Gesamtfestigkeit von IPS e.max CAD-on-Restaurationen. Aus klinischer Sicht ist es nicht relevant, ob eine Brücke bricht oder Abplatzungen zeigt, beides bedeutet klinisches

Versagen und macht einen Austausch nötig. Damit waren IPS e.max CAD-on-Brücken, bei welchen weder Abplatzungen auftraten, noch sich die Verblendstruktur bis zum totalen Versagen bei 2188 N vom Gerüst löste, den aus anderen Materialien gefertigten Brücken überlegen [20].

3.4 IPS e.max CAD-on-Technik im Vergleich zu Mitbewerbermaterialien und -techniken

Gegenwärtig gibt es zwei Systeme, von 3M Espe und VITA, die als direkte Mitbewerber zur IPS e.max CAD-on-Technik gesehen werden können. Bei der Rapid Layer Technology (RLT) von VITA wird eine Verblendstruktur aus Feldspat-Keramik mit Hilfe eines Kompositmaterials auf ein Zirkoniumoxidgerüst geklebt, während beim Lava Digital Veneering System (DVS) von 3M Espe eine Verblendstruktur aus Glaskeramik mit einem Zirkoniumoxidgerüst verbunden wird. Abbildung 17 zeigt die Biegefestigkeitswerte der drei in Kombination mit Zirkoniumoxid verwendeten Verblendstrukturen. Aus Sicht der Biegefestigkeit, liegen die Vorteile der IPS e.max CAD-Verblendstruktur klar auf der Hand.

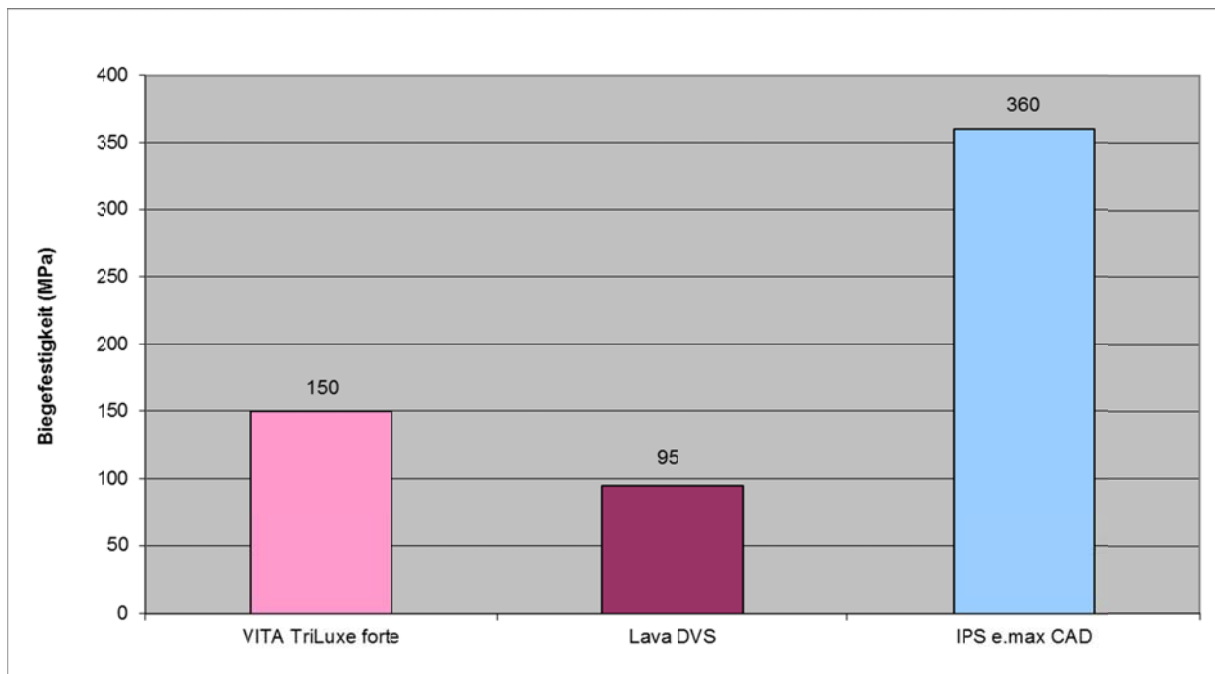


Abb. 17: Biegefestigkeit verschiedener Verblendstrukturen, die für die Kombination mit ZrO_2 geeignet sind (Herstellerinformationen, November 2010)

Tabelle 1 zeigt, dass die Keramiken für Verblendstrukturen von 3M Espe und VITA Biegefestigkeitswerte zwischen 95 und 150 MPa aufweisen, was etwa den Werten für die Standardschicht- oder Überpresskeramiken entspricht, die konventionell in Kombination mit Zirkoniumoxid-Gerüsten verwendet werden. Deshalb ist es fraglich, ob die hergestellten Restaurationen in Bezug auf Abplatzungen erfolgreichere klinische Resultate liefern.

Das Fügmaterial IPS e.max CAD Crystall./Connect allein hat eine Biegefestigkeit von etwa 160 MPa, erheblich höher als die Fügmaterialien, die von VITA (60 MPa) und 3M Espe (95 MPa) verwendet werden.

Die IPS e.max CAD-on-Technik und die DVS-Technik haben gegenüber der RLT-Technik den Vorteil, dass letzte Charakterisierungen der Restaurationen auch noch nach der Fügung ausgeführt werden können.

	VITA RLT-Technologie	3M Espe Lava DVS	Ivoclar Vivadent IPS e.max CAD-on-Technik
Gerüst	VITA In Ceram YZ Zirkoniumoxid > 900 MPa	Lava Frame Zirkoniumoxid 1000 MPa	IPS e.max ZirCAD Zirkoniumoxid > 900 MPa
Verblendstruktur	VITA TriLuxe forte Feldspat- Glaskeramik 150 MPa	Lava DVS Feldspat- Glaskeramik 95 MPa	IPS e.max CAD Lithiumdisilikat- Glaskeramik 360 MPa
Fügematerial	Komposit 60 MPa	Glaskeramik 95 MPa	Fügeglaskeramik 160 MPa
Indikation	Kronen und Brücken	Kronen	Kronen und Brücken
Verarbeitung	1. Charakterisierung 2. Verklebung	1. Fügung 2. Charakterisierung	1. Fügung/Kristallisation 2. Charakterisierung
Charakterisierung/ Add-On nach Fügung möglich	Nein	Ja	Ja

Tabelle 1: Vergleich von Mitbewerbertechniken mit der IPS e.max CAD-on-Technik (Herstellerangaben) [20]

3.5 Ästhetik

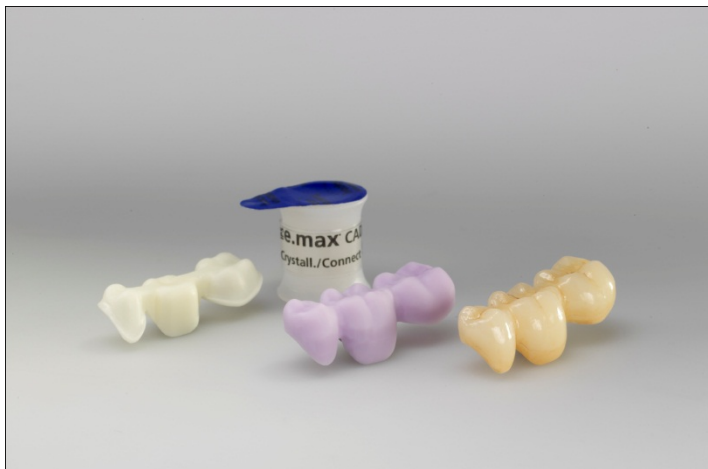


Abb. 18: IPS e.max ZirCAD-Gerüst (links), blaue IPS e.max CAD-Verblendstruktur (mitte), die daraus resultierende ästhetische Brückenrestauration (rechts), zusammen mit IPS e.max CAD Crystall./Connect

Die gewünschte Zahnfarbe von IPS e.max CAD-on-Restaurationen wird durch die Auswahl der passenden Farben der Komponenten erreicht:

hoch-transluzente IPS e.max CAD HT-Blöcke, Fügeglaskeramik IPS e.max CAD Crystall./Connect und eingefärbtes IPS e.max ZirCAD.

Das Ergebnis dieser Kombination sind beeindruckend naturgetreue Restaurationen.

3.6 Schlussfolgerung

Die IPS e.max CAD-on-Technik läutet eine neue Ära im Bereich CAD/CAM-Vollkeramik ein, insbesondere was größere Restaurationen wie Brücken betrifft. Sie kombiniert die Vorteile von IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD, nämlich Einfachheit, Effizienz, Festigkeit und Ästhetik.

4. Technische Daten & Werkstoffkundliche Untersuchungen

IPS e.max CAD

Keramik Blöcke für die CAD/CAM-Technologie

Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	57.0 - 80.0
Li ₂ O	11.0 - 19.0
K ₂ O	0.0 - 13.0
P ₂ O ₅	0.0 - 11.0
ZrO ₂	0.0 - 8.0
ZnO	0.0 - 8.0
Al ₂ O ₃	0.0 - 5.0
MgO	0.0 - 5.0
Färbende Oxide	0.0 - 8.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872:2008 Dentistry – Ceramic materials

		Spezifikation	Beispielwerte
Biaxiale Biegefestigkeit	MPa	≥ 300*	360 ± 60
Chemische Löslichkeit	µg cm ⁻²	≤ 100*	40 ± 10
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.20 ± 0.50	10.15 ± 0.40
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.50 ± 0.50	10.45 ± 0.40

*Anforderung ISO 6872:2008

IPS e.max ZirCAD

Keramik Blöcke für die CAD/CAM Technologie

Standard – Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

ZrO ₂	87.0 - 95.0
Y ₂ O ₃	4.0 - 6.0
HfO ₂	1.0 - 5.0
Al ₂ O ₃	0.0 - 1.0
Andere Oxide	< 0.2

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872:2008 Dentistry - Ceramic materials

		Spezifikation	Beispielwerte
Biaxiale Biegefestigkeit	MPa	≥ 800*	≥ 900
Chemische Löslichkeit	µg cm ⁻²	≤ 100*	< 10
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.50 ± 0.50	10.75 ± 0.25
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	10.50 ± 0.50	10.75 ± 0.25

*Anforderung ISO 6872:2008

IPS e.max CAD Crystall./

Connect (Fügegaskeramik), Add-On Connect (Korrekturmasse)

Standard - Zusammensetzung: (in Gew.-%)

	Connect	Add-On Connect
SiO ₂	50.0 - 65.0	60.0 - 65.0
Al ₂ O ₃	8.0 - 22.0	6.0 - 10.5
Na ₂ O	6.0 - 11.0	---
K ₂ O	4.0 - 8.0	15.0 - 19.0
ZnO	1.0 - 3.0	---
Andere Oxide	5.0 - 17.5	5.5 - 30.0
Pigmente	0.1 - 3.0	0.1 - 0.5

	Connect	Add-On Connect
Pulver	70 - 90	100
Wasser, Butandiol, Zinkchlorid	11 - 30	---

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872:2008 Dentistry – ceramic materials

			Connect	Add-On Connect
		Spezifikation	Beispielwerte	Beispielwerte
Biaxiale Biegefestigkeit	MPa	≥ 50*	160 ± 20	> 50
Chemische Löslichkeit	µg cm ⁻²	≤ 100*	10 ± 5	10 ± 5
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	---	9.50 ± 0.50	9.50 ± 0.50
Glastransformationstemperatur	°C	---	500 ± 10	560 ± 10

*Anforderung ISO 6872:2008

IPS e.max CAD Crystall./

Glaze paste, Glaze Spray, Shades, Stains, Add-On Incisal and Dentin

Standard - Zusammensetzung: (in Gew.-%)

	Pulver
SiO ₂	60.0 - 65.0
K ₂ O	15.0 - 19.0
Al ₂ O ₃	6.0 - 10.5
Andere Oxide, Pigmente	5.5 - 30.0

	Glaze Paste	Glaze Spray	Shade	Stains	Add-On
Pulver	70 - 90	40 - 60	70 - 90	70 - 90	100
Glykole	15 - 20	---	15 - 20	15 - 20	---
Propanol	---	15 - 20	---	---	---
Isobutan als Treibmittel	---	20 - 40	---	---	---

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872:2008 Dentistry – Ceramic materials

			Glaze Paste	Shade	Stains	Add-On
			Glaze Spray			
		Spezifikation	Beispielwerte	Beispielwerte	Beispielwerte	Beispielwerte
Chemische Löslichkeit	µg cm ⁻²	≤ 100*	10 ± 5	50 ± 10	50 ± 10	10 ± 5
Ausdehnungskoeffizient (100 - 400 °C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	---	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5	9.5 ± 0.5
Glasübergangstemperatur	°C	---	560 ± 10	560 ± 10	560 ± 10	560 ± 10

*Anforderung ISO 6872:2008

IPS e.max CAD Crystall./

Flüssigkeiten

Standard - Zusammensetzung: (in Gew.-%)

IPS e.max CAD Crystall./Add-On Liquid allround

Wasser dest.	> 94.0
Butandiol	< 5.0
Zinkchlorid	< 1.0

IPS e.max CAD Crystall./Add-On Liquid longlife

Butandiol	> 61.0
Wasser dest.	> 38.0
Zinkchlorid	< 1.0

IPS e.max CAD Crystall./Glaze Liquid

Butandiol	100.0
-----------	-------

5. In vitro-Untersuchungen

Bevor die in der IPS e.max CAD-on-Technik gefertigten Restaurationen in klinischen Situationen zum Einsatz kamen, wurden Verhalten und Leistungsfähigkeit in verschiedenen *in vitro* -Tests im Vergleich zu anderen Materialien untersucht. Diese Tests können bereits Aufschluss darüber geben, wie sich Material/Technik in den empfohlenen Indikationen verhalten werden. Trotzdem liefern sie kein vollständiges Bild von der Leistungsfähigkeit des Materials *in vivo*.

5.1 Biegefestigkeit, Ermüdungsverhalten und Zuverlässigkeit von IPS e.max CAD-on-Restaurationen

5.1.1 Einfluss der Verblendtechniken auf Beschädigung und Zuverlässigkeit von Y-TZP-Kronen

P. Guess, P. Coelho, V. Thompson. College of Dentistry, New York University, USA [43]

Ziel: Untersuchung der Zuverlässigkeit und der unterschiedlichen Versagensarten von Y-TZP-Kronen, die entweder mit der Überpress-, Schicht- oder IPS e.max CAD-on-Technik verblendet wurden. Die Nullhypothese war, dass es zwischen den Techniken keine Unterschiede in der Zuverlässigkeit und Versagensart gab.

Methode: Es wurden 63 mehrschichtige Kronen mit einem Gerüst aus IPS e.max ZirCAD in 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 Standardgerüst für einen unteren Molaren (0.5 mm Dicke) mit identischen Dimensionen für das IPS e.max ZirCAD-Gerüst und die Verblendkeramik hergestellt. Auf die internen Flächen wurde der *Metal Zirconia Primer* aufgetragen, und alle Kronen wurden mit Multilink Automix auf gealterte (durch Wasserlagerung für mindestens 60 Tage) Kompositstümpfe zementiert (Tetric EvoCeram A2). Drei Kronen jeder Gruppe lieferten die Daten für die statischen Bruchlasten. Achtzehn Kronen wurden ausgewählt, um die Ermüdungsdaten durch Kaubewegungen bis zum disto-bukkalen Höcker mit Hilfe einer beweglichen Wolframcarbid-Indenter-Maschine ($r = 3.18$) bei steigender Belastung bis zum Versagen zu ermitteln, wobei die Kronen jeweils um 0.7 mm (lingual) verschoben wurden. Abplatzungen der Verblendkeramik und Risse im Höckerbereich, die 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 allesamt auf die Verblendung beschränkte Frakturen, während mit IPS e.max CAD verblendete Kronen signifikant höheren Belastungen widerstanden (2699 ± 243 N), bevor es zu einem Bruch der Verblendung und des Keramikgerüsts kam (Abb.19).

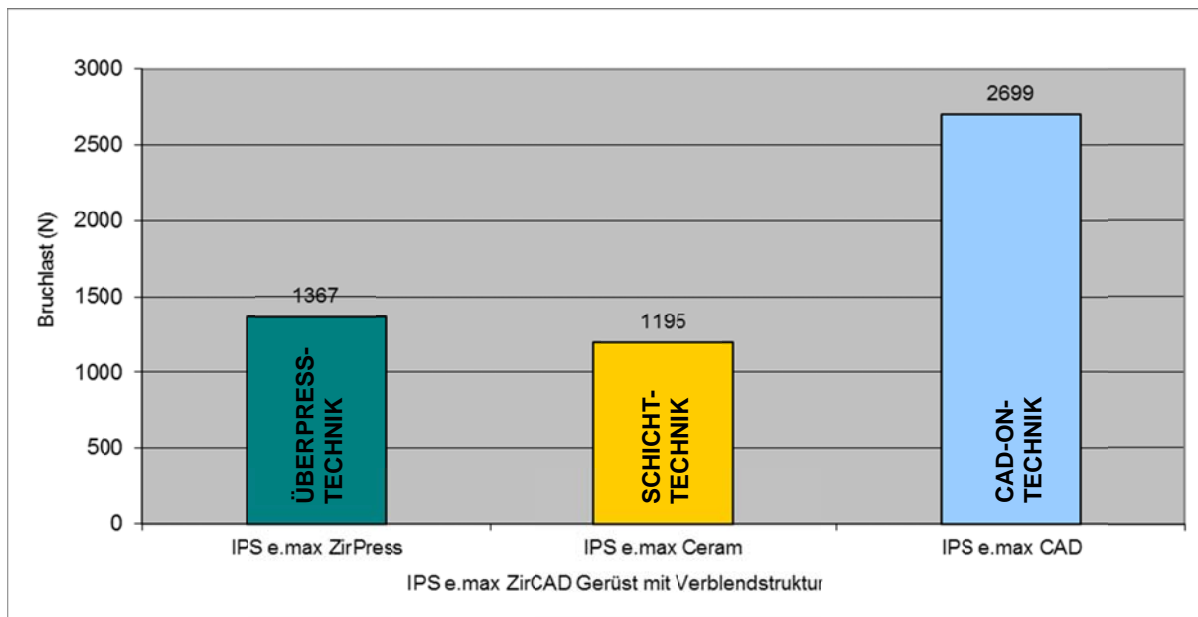


Abb. 19: Resultate der statischen Bruchlasttests von IPS e.max ZirCAD-Gerüsten mit verschiedenen keramischen Verblendstrukturen, hergestellt in der Überpress-, Schicht- oder IPS e.max CAD-on-Technik

Ergebnisse II: Ermüdungstest unter Kaubelastung (n = 18 pro Gruppe)

49% der manuell geschichteten Kronen zeigten Rissinitiierung vor dem katastrophalen 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 Durchläufer, da bis zur bestimmten Höchstlast von 900 N und maximal 170'000 Zyklen kein Versagen aufgetreten war.

Ergebnisse III: Zuverlässigkeitsdaten (Tab. 2), berechnet bei 50'000 Zyklen und 200 N Belastung zeigen, dass der kumulierte Schaden bei 2% der IPS e.max ZirPress-, 5% der IPS e.max Ceram- und 0% der IPS e.max CAD-Verblendungen zu einem Versagen (auf Grund 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
Wert	0.98	0.95	1.0
Untere 90% CI	0.91	0.80	1.0
Durchläufer	0	0	18

Tabelle 2: Zuverlässigkeitsvergleich von verschiedenen Verblendtechniken

Schlussfolgerung: Auf Zirkoniumgerüste gefügte CAD/CAM-gefertigte Lithiumdisilikat-Verblendungen resultieren in Kronen mit sehr hohem Ermüdungswiderstand. Sie zeigten keine Anfälligkeit für Ermüdung durch Kaubelastung bei 900 N. Die mit der IPS e.max CAD-on-Technik hergestellten Kronen waren zuverlässiger und wiesen kein Chipping-Risiko auf.

5.1.2 In vitro Bruchlast keramischer Molarenkronen

D. Müller, S. Rues, M. Schmitter. Universitätsklinik, Universität Heidelberg, Deutschland

Ziel: Vergleich der Belastungen, die sowohl für erste Abplatzungen als auch für vollständiges Versagen von Molarenkronen verantwortlich sind. Drei verschiedene Herstelltechniken wurden verwendet: Verklebung (Cerec-Blocs), Schichtung (VITA VM9) und eine "CAD-on-ähnliche" Methode (IPS e.max CAD mit ZrO₂-Gerüst von Sirona).

Methode: 48 Standard-Molarenkronen mit einem Zirkoniumoxid-Gerüst (Sirona inCoris ZI, mono L F1) wurden mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie hergestellt. Sie wurden in drei Gruppen aufgeteilt (3 x n=16) und jedes Gerüst wurde mit einer Verblendung aus **Cerec-Bloc** (adhäsiv verklebt), **VITA VM9** (konventionell geschichtet) **oder IPS e.max CAD** ("CAD-on-ähnliche" Methode) versehen. Jede Testgruppe wurde danach nochmals geteilt und simulierter Alterung (n=8) oder keiner Alterung (n=8) unterzogen. Die Kronen der nicht-gealterten Gruppe wurden direkt nach der Herstellung untersucht. Dabei wurde die Bruchlast bestimmt, sowie die Belastung bei welcher die Restaurationen die ersten Anzeichen einer Beschädigung aufwiesen. Letzteres wurde mit Hilfe der gleichzeitigen Aufzeichnung des Körperschalls bestätigt. Die Alterung wurde mit Thermocycling und Kausimulation erzeugt. Die Kronen, die den Alterungsprozess überstanden, wurden dann in der gleichen Weise wie die nicht-gealterte Gruppe getestet.

Thermocycling: Die Proben wurden abwechselnd für jeweils 45 Sekunden in warmes und kaltes (60°C/6.5°C) deionisiertes Wasser getaucht; die Abtropfzeit betrug jeweils 2 Sekunden und es wurden 10'000 Zyklen durchgeführt.

Kausimulation: Die Proben wurden 1.3 Millionen Belastungszyklen in deionisiertem Wasser ausgesetzt. Die maximale Belastung war $F = 108 \text{ N}$ ($m = 9 \text{ kg}$ / $v_0 = 30 \text{ mm/s}$) und der Winkel betrug 30°. Dies entspricht einer Kaubelastung von 374 N auf einem Höcker. Kugeln aus gehärtetem Stahl mit einem Durchmesser von 6 mm dienten als Antagonisten.

Molarenkronen mit ZrO ₂ -Gerüst und Verblendung aus:	Anzahl (n=48)	Alterung (Thermocycling + Kausimulator)	Bewertung der Bruchlast
Cerec Block	8	Ohne	Alle Kronen
	8	Mit	Übrige Kronen
IPS e.max CAD	8	Ohne	Alle Kronen
	8	Mit	Übrige Kronen
VITA VM9	8	Ohne	Alle Kronen
	8	Mit	Übrige Kronen

Tabelle 3: Testaufbau

Ergebnisse I: Initialbruchlast (nicht-gealterte Kronen)

Die 3 Kronentypen der nicht-gealterten Gruppe unterschieden sich signifikant voneinander ($p < 0.002$), mit Ausnahme der durchschnittlichen Belastung bei Erstbeschädigung bei Cerec-Bloc- und VITA VM9-Verblendungen. Die Cerec-Blocs zeigten die

niedrigsten Bruchlasten, gefolgt von den VITA VM9-Kronen und den "CAD-on-ähnlichen" Kronen (Abb. 20).

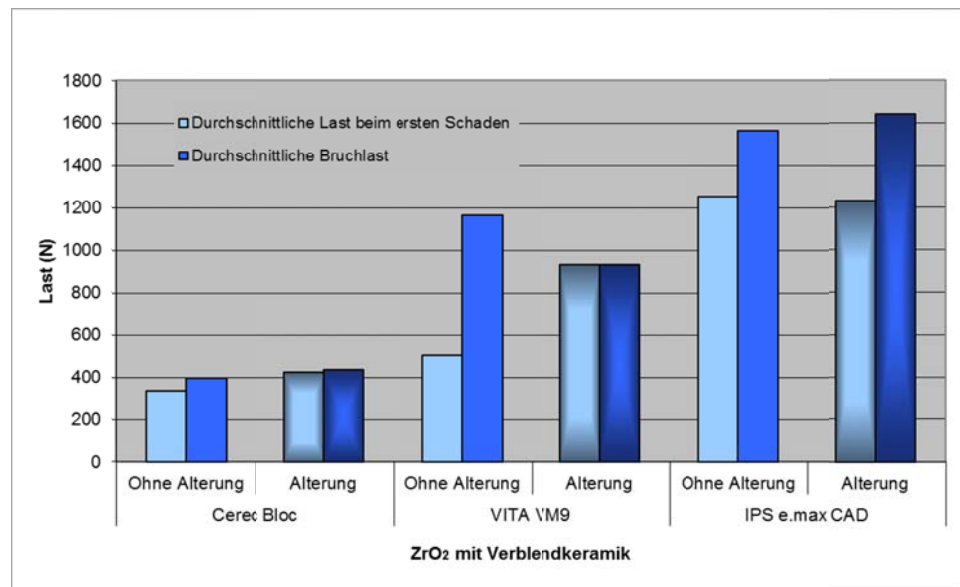


Abb. 20: Initiale Bruchlast und Restbruchlast nach Alterung verschiedener keramikverblendeter Kronen.

Ergebnisse II:

Bruchlast nach Alterung (Restbruchlast)

Die gesamten Proben aller Gruppen überstanden das Thermocycling, aber nur eine Probe der VITA VM9-Gruppe überstand die Kausimulation. Abplatzungen entstanden gleich zu Beginn des Tests entlang des mesio-lingualen Höckers. Die übrigen intakten Proben wurden in Bezug auf Bruchlast bewertet. Die Cerec-Blocs und IPS e.max CAD-Verblendungen zeigten signifikante Unterschiede ($p < 0.001$) bei der ersten Beschädigung und bei Versagen. Da nur eine VITA-Probe übrig blieb, wurde sie in der Signifikanzbewertung nicht berücksichtigt. "CAD-on-ähnliche" Kronen zeigten keine Reduktion der durchschnittlichen Bruchlast im Vergleich zu den nicht-gealterten Proben. Tatsächlich zeigte sich sogar eine Tendenz für höhere Bruchlastwerte nach der Alterung (Abb.20).

Schlussfolgerung:

Aus werkstoffkundlicher Sicht muss eine Molarenkrone in der Lage sein, eine einmalige Höchstbelastung von mindestens 600 N unbeschadet zu überstehen und sollte gegenüber täglichen Belastungen wie Kauen, Mahlen und Schlucken unempfindlich sein. In dieser Studie erfüllten nur die Kronen mit einem ZrO₂-Gerüst und einer IPS e.max CAD-Verblendung diese Anforderungen. Die Cerec-Bloc-Kronen zeigten sich ebenfalls robust in Bezug auf den Alterungsprozess, die ersten Anzeichen einer Schädigung zeigten sich jedoch bereits bei relativ niedriger Belastung ($F < 500$ N). Dabei war der offensichtliche Schwachpunkt der Übergang zwischen Gerüst und verklebter Verblendung. Die geschichteten, mit VITA VM9 verblendeten Kronen zeigten eine ausreichende Bruchlast, obwohl die Hälfte der Kronen bereits bei einer Belastungen von ($F > 500$ N) erste Anzeichen von Beschädigungen aufwiesen. Während der Kausimulation waren 7 von 8 Restaurationen (88%) bereits zu Beginn des Tests ausgefallen (<100'000 Zyklen) auf Grund von Abplatzungen der mesio-lingualen Höcker.

5.1.3 Bruchlasten von drei CAD/CAM-Verblendsystemen auf Zirkoniumoxid

T. Hill, K. Chlosta, G. Tysowsky. Ivoclar Vivadent Inc. Amherst NY, USA [40]

- Ziel:** Vergleich der Bruchlasten von drei CAD/CAM-Verblendsystemen auf Zirkoniumoxid-Kronen. Lava DVS (3M-ESPE); Rapid Layering Technology (VITA); und IPS e.max CAD-on-Technik (Ivoclar Vivadent).
- Methode:** Die Proben wurden in drei Gruppen aufgeteilt (n = 15 pro Gruppe): **Gruppe 1:** Lava DVS, eine Feldspat-Glaskeramik dichtgesintert auf ein Zirkoniumoxidgerüst mit Hilfe einer Fügekeramik; **Gruppe 2:** VITA-RLT, Rapid Layer Technology, Feldspat-Glaskeramik-Verblendung verklebt auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst mit Hilfe eines Komposit-Befestigungsmaterials; **Gruppe 3:** IPS e.max CAD-on-Technik, Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Verblendung gesintert auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst mit Hilfe einer Fügeglaskeramik. Gruppe 1 wurde auf einer Standard-Molarenpräparation hergestellt. Diese Gerüste und Verblendungen wurden in einem zugelassenen Lava-DVS-Center hergestellt und dann gemäss Herstellerangaben gebrannt/gefügt und glasiert. Von diesen Restaurationen wurde dann mit Hilfe von Cerec inLab (Sirona) ein digitales Modell entwickelt, um die Restaurationen der Gruppen 2 und 3 herzustellen, welche ebenfalls gemäss den jeweiligen Herstellerangaben gebrannt/gefügt und glasiert wurden. Die okklusale Morphologie und Schichtdicke waren für alle Kronen der Studie ähnlich. Alle Kronen wurden auf Komposit-Präparationen aufgebracht (Tetric EvoCeram) und vor der Zementierung (Multilink Automix) für eine Woche bei 37 °C in Wasser gelagert. Nach der Zementierung wurden die Proben erneut für eine Woche bei 37 °C in Wasser gelagert. Danach wurden die Kronen mit einer Stahlkugel mit 15 mm Durchmesser als Antagonisten mit einer Geschwindigkeit von 0.5 mm/min. in einem Instron Universal Testgerät quer zur Druckaufnahme belastet. Die Rissbildung wurde akustisch überwacht und die Bruchlast notiert. Die Leistungsmerkmale und Eigenschaften der Produkte sind in Tabelle 1 (Seite 14) ersichtlich.
- Ergebnisse:** Die Bruchlastwerte für Lava DVS waren (1688 ± 602 N), für VITA Rapid Layering Technology (1833 ± 460 N) und für die IPS e.max CAD-on-Technik (3534 ± 602 N). Ein statistisch signifikanter Unterschied ($p \leq 0.05$) zwischen der IPS e.max CAD-on-Gruppe und den anderen Gruppen war feststellbar. Zwischen der Lava-DVS-Gruppe und der VITA-RLT-Gruppe wurde kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt (Abb. 21).
- Die Restaurationen versagten überwiegend am selben Höcker in allen Gruppen, unabhängig von der Versagensart. Der höchste Punkt der Bruchlast-Kurve entspricht der anfänglichen Rissbildung gemäss akustischer Überwachung. Jede Technik zeigte eine deutlich unterschiedliche Art eines überwiegenden Bruchmusters: Frakturen von Lava DVS lagen immer im Schichtmaterial, jene von VITA RLT überwiegend in der Grenzfläche, und bei der IPS e.max CAD-on-Technik von Ivoclar Vivadent zogen sie sich durch die gesamte Restauration. Die Anwendung eines keramischen Fugematerials führte bei den meisten Proben (27 von 30 - Lava DVS und IPS e.max CAD-on-Technik von Ivoclar) zu einer Verlagerung der Frakturen weg von der Grenzfläche, während bei geklebten Proben die meisten Frakturen in der Grenzfläche auftraten (10 von 15 - VITA RLT).

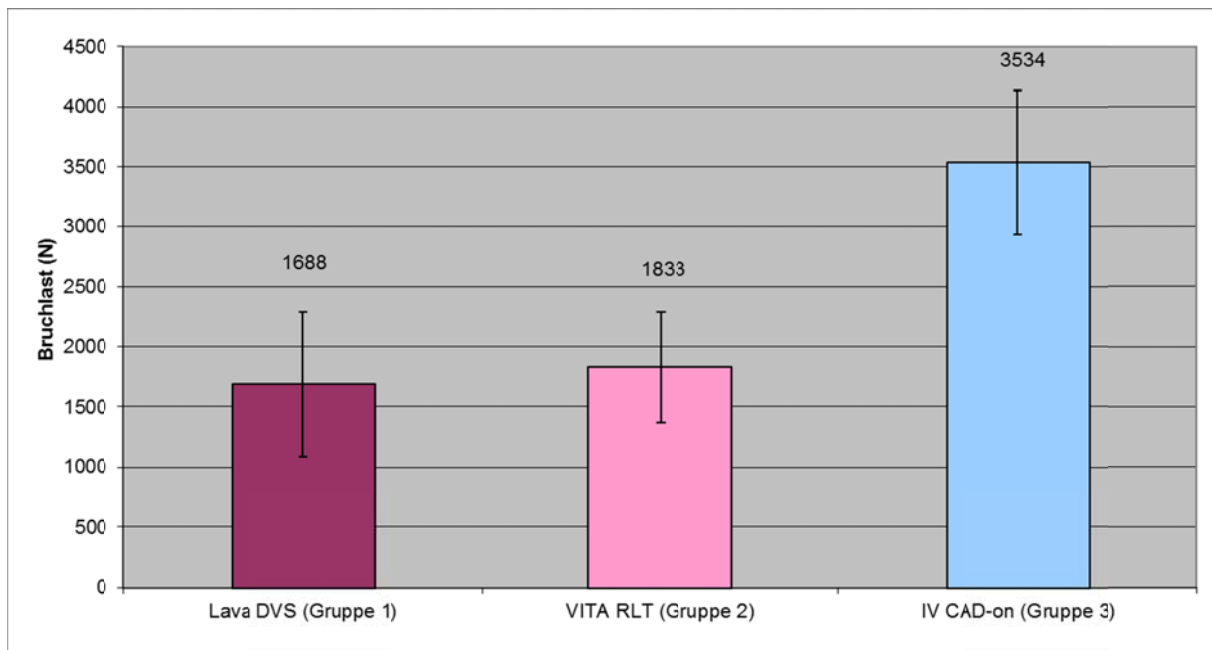


Abb. 21: Vergleich der Bruchlasten von 3 CAD/CAM-Verblendsystemen.

Schlussfolgerung: In dieser Studie zeigte die Lithiumdisilikat-CAD/CAM-Schichttechnik (IPS e.max CAD-on-Technik) die höchsten Bruchlasten im Vergleich zur Feldspat-CAD/CAM-Schichttechnik (Lava DVS und VITA RLT)

5.1.4 Verhalten von zwei neuen CAD/CAM-Verblendsystemen während zyklischer/statischer Belastung

S. Heintze, P. Scherrer, T. Albrecht. Präklinik, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein [44]

Ziel: Bewertung des Ermüdungsverhaltens von zwei verschiedenen Verblendsystemen mit Zirkoniumoxidgerüsten während zyklischer/statischer Belastung.

Methode: Standardisierte Molarenkronen wurden mit Hilfe von Sirona inLab (Software V3.80/RC4) hergestellt: In **Gruppe A**, IPS e.max CAD-on-Technik (Ivoclar Vivadent), wurden Lithiumdisilikat-Verblendstrukturen aus IPS e.max CAD mit Hilfe der Fügeglaskeramik IPS e.max CAD Crystall./Connect auf IPS e.max ZirCAD-Gerüste aufgebracht. In **Gruppe B**, Rapid Layer Technology (VITA), wurde die Feldspat-Verblendstruktur aus TriLuxe forte mit Hilfe des Komposit-Befestigungsmaterials Panavia 21 auf InCeram YZ aufgebracht.

16 Kronen pro Gruppe wurden auf PMMA-Stümpfe aufgeklebt. 8 Kronen wurden einer exzentrischen Belastung im Kausimulator ausgesetzt, wobei die Belastung schrittweise erhöht wurde (80 N, 120 N, 200 N). Es wurden bei jeder Belastungsphase 100'000 Zyklen durchgeführt. Nach jeder Phase wurden die Kronen auf Risse, Frakturen oder Ablösung der Verblendstruktur untersucht. Nach der zyklischen Belastung wurden die intakten Kronen einer statischen Belastung unterzogen. Weitere 8 Kronen wurden einer statischen Belastung in einem Universal-Testgerät (Zwick/Roell, „Vorschub/Geschwindigkeit“ 1 mm/min.) bis zum Bruch unterzogen.

Ergebnisse: Keine der Kronen zeigte während der zyklischen Belastung Abplatzungen oder ein Ablösen der Verblendstruktur. Jedoch zeigten zwei Kronen der Gruppe B okklusale Risse. Die durchschnittliche Bruchlast der Kronen war wie folgt (statisch) / (zyklisch + statisch): Gruppe A (3851 ± 292 N) / (3570 ± 441 N), Gruppe B (2167 ± 117 N) / (2045 ± 146 N) (Abb.22). Die Differenz zwischen den Gruppen A und B (ANOVA, $p < 0.001$) war statistisch signifikant.

Die Bruchlast der Kronen wurde durch die zyklische Belastung nicht signifikant verringert (ANOVA $p > 0.05$). In Gruppe A zeigten die Kronen Frakturen durch das Gerüst, während bei den Kronen der Gruppe B ausnahmslos ein Ablösen der Verblendstruktur auftrat.

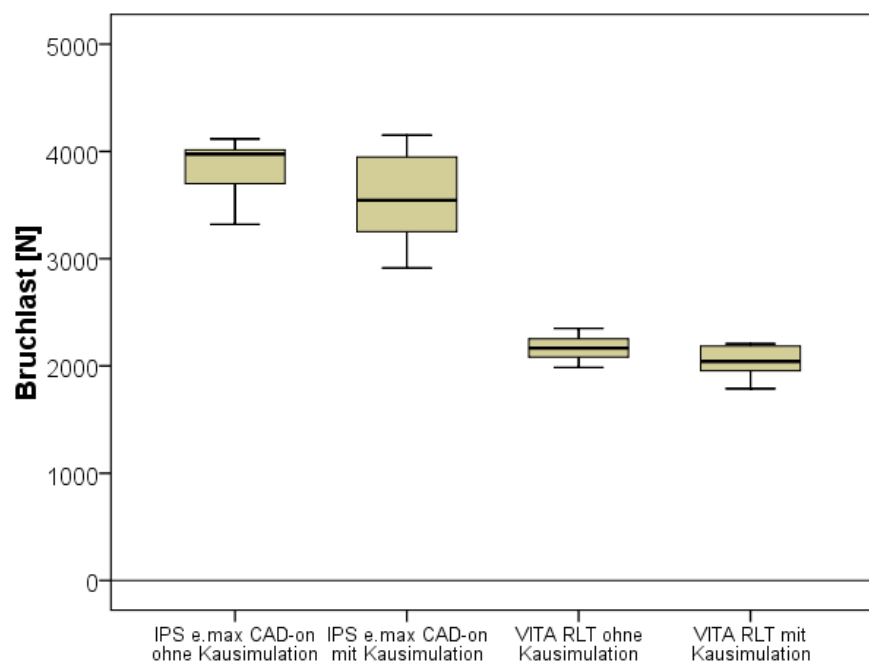


Abb. 22: Bruchlasten von zwei Verblendsystemen mit und ohne vorgängige zyklische Belastung

Schlussfolgerungen: Die Bruchlast von Kronen, hergestellt mit der IPS e.max CAD-on-Technik (mit und ohne vorangegangener zyklische Belastung) war signifikant höher als jene von Kronen hergestellt mit der VITA Rapid Layer Technology (RLT).

5.1.5 IPS e.max CAD-on-Technik: Lithiumdisilikat trifft auf Zirkoniumoxid

M. Schweiger, D. Tauch, W. Keutschegger, J. Hehle, H. Kappert, V. Rheinberger.
F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein [42]

Ziel: Bestimmung der Bruchfestigkeiten verschiedener Keramikprüfkörper: IPS e.max ZirCAD, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirCAD gefügt mit IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD beschichtet mit IPS e.max Ceram. Ausserdem sollen die Brucharten untersucht werden.

Methode: Es wurden 4 Materialgruppen/5 Testgruppen gebildet und Musterplättchen hergestellt:

1: IPS e.max ZirCAD: MO 2 mit Oberflächenbearbeitung durch 18 µm-Körnung vor der Sinterung. **2. IPS e.max CAD:** HT geschliffen mit 18 µm-Körnung vor der Kristallisation. **3. IPS e.max CAD-on: a. ZirCAD/CAD (TZ), b. CAD/ZirCAD (TZ)** IPS e.max CAD (0.7 mm) gefügt auf IPS e.max ZirCAD (0.5 mm) mit Hilfe von IPS e.max CAD Crystall./Connect 5 (0.1 mm). **4. IPS e.max ZirCAD/LC:** IPS e.max ZirCAD (0.5 mm) beschichtet mit 0.8 mm Schichtkeramik.

Die IPS e.max CAD-on-Proben wurden sowohl mit IPS e.max ZirCAD als auch mit IPS e.max CAD in der Zugzone (TZ), d.h. an der dem Stempel abgewandten Seite, getestet. In Gruppe 4, lag die Schichtkeramik in der Zugzone.

Biaxiale Bruchlasttests bis zur ersten Rissbildung wurden an 10 Testproben (Ø 13 mm; h 1.3 mm) pro Gruppe durchgeführt.

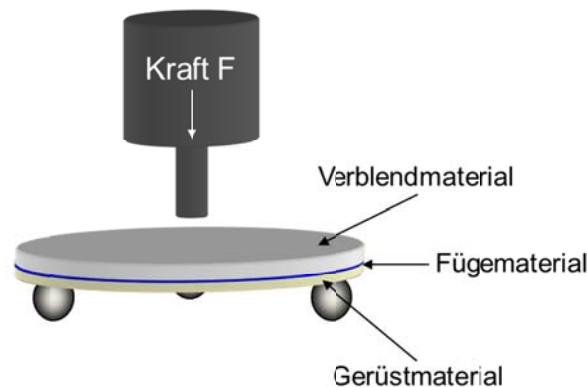


Abb. 23: Experimenteller Aufbau zur Bestimmung der biaxialen Bruchlast (Gruppe 3b)

Ergebnisse I: Im Bruchlasttest (Abb. 24) zeigten beide doppelschichtigen IPS e.max ZirCAD/IPS e.max CAD Gruppen statistisch signifikant höhere Werte als das monolithische IPS e.max CAD und das geschichtete IPS e.max ZirCAD, aber tiefere als das monolithische IPS e.max ZirCAD. Die doppelschichtigen IPS e.max ZirCAD/IPS e.max CAD-Gruppen sind in derselben statistischen Gruppe, unabhängig welche Schicht sich in der Zugzone (TZ) befand. Alle Gruppen, ausser die beschichtete IPS e.max ZirCAD (welche die ersten Risse in der Schichtkeramik ziegte), zerbrachen komplett. IPS e.max ZirCAD blieb intakt. Das monolithische IPS e.max ZirCAD, IPS e.max CAD und das doppelschichtige, gefügte IPS e.max CAD/ IPS e.max ZirCAD (TZ) zeigten die erste Rissbildung in der Zugzone.

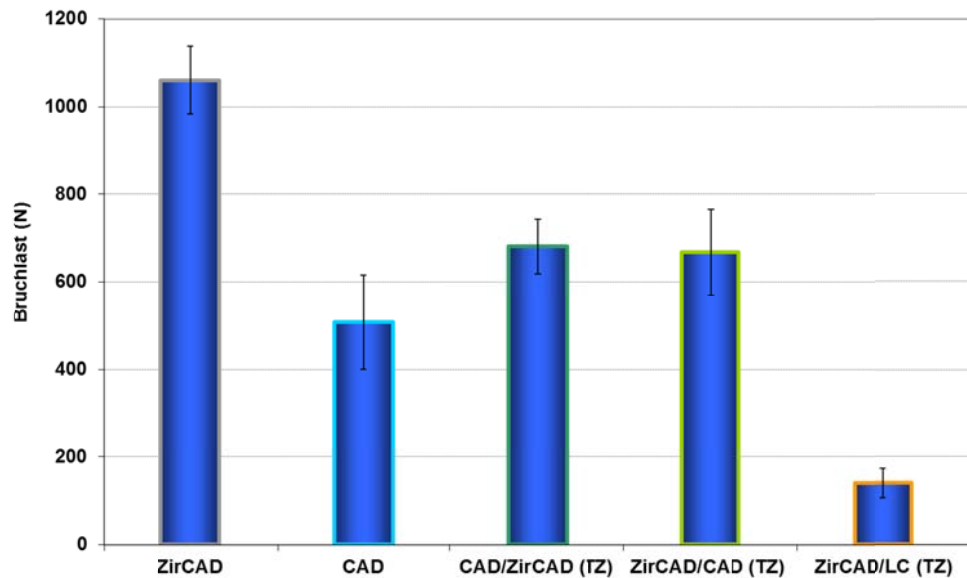


Abb. 24: Vergleich der Bruchlast verschiedener Materialkombinationen von Lithiumdisilikat und Zirkoniumoxid. (TZ = Zugzone, LC = Schichtkeramik)

Ergebnisse II:

Für die IPS e.max CAD/IPS e.max ZirCAD-Gruppe zeigte die REM-Untersuchung (Abb. 25) einen homogenen Verbund der Fügeglaskeramik IPS e.max CAD Crystall./Connect zu IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD.

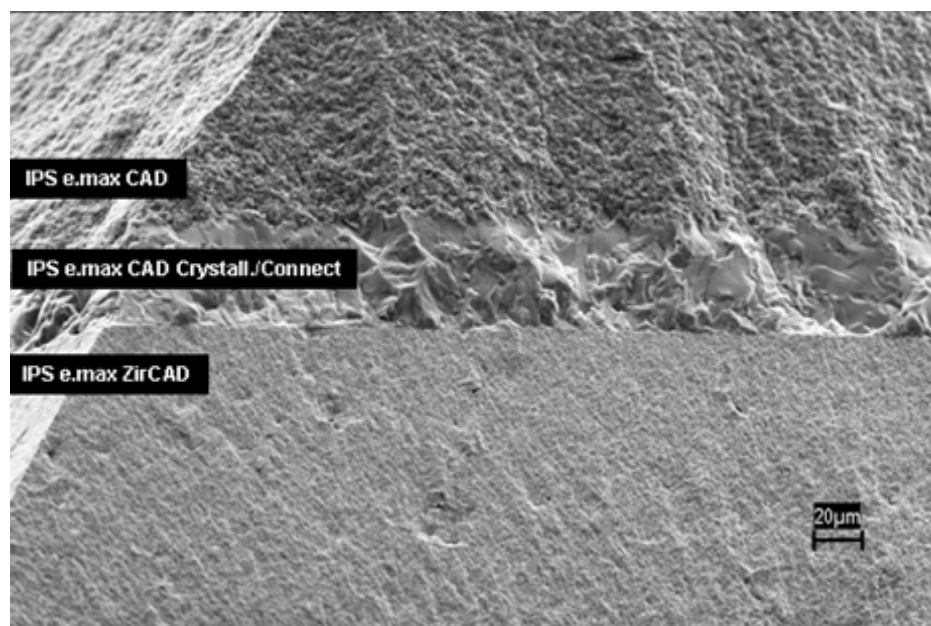


Abb. 25: Bruchfläche der IPS e.max CAD-on-Probe (IPS e.max CAD/IPS e.max ZirCAD (TZ))

Schlussfolgerung:

Die Fügeglaskeramik (IPS e.max CAD Crystall./Connect) bildet einen starken Verbund zu Lithiumdisilikat (IPS e.max CAD) und Zirkoniumoxid (IPS e.max ZirCAD), was in Bruchlasttests und REM-Analysen bestätigt wurde. Dieser innovative Fügeprozess kann für Kronen und bis zu 4-gliedrigen Brücken angewendet werden und führt zu hochästhetischen, stabilen Restaurationen.

6. Oberflächenverschleiss von Keramikrestorationen

Restorationen, deren Kauflächen aus keramischen Materialien bestehen, unterliegen wie auch der natürliche Schmelz einem Verschleiss. Es gibt viele patiententypische Faktoren, die diesen Verschleiss beeinflussen (z.B. Ernährung, Parafunktionen und Bruxismus).

Verschleiss ist ein kontinuierlicher Prozess, der von Patienten oft nicht bemerkt wird. Dem Zahnarzt fällt Verschleiss dann auf, wenn entweder der vertikale Verschleiss sehr ausgeprägt ist oder wenn der Verlust die gesamte Restauration betrifft.

6.1 Messung des Antagonistenverschleisses

In Vivo

Eine genaue Quantifizierung von Verschleiss unter klinischen Bedingungen *in situ* ist sehr aufwändig. Die Verschleissmessung erfolgt über intraorale Abdrücke, die mittels einer Laser-Messmethode ausgewertet werden (Ausgangs- und Folgemodelle). Die Präzision dieser Messmethode wird durch die Qualität der Abformung bestimmt.

Das Ausmass des vertikalen Verschleisses hängt natürlich von den aufgebrachten Kräften ab, ist darum individuell und personenabhängig. Die Probandenauswahl beeinflusst die Ergebnisse. Männer und jüngere Patienten besitzen höhere Kaukräfte als Frauen und ältere Personen. Deshalb muss eine ausreichend hohe Fallzahl untersucht werden, um trotz dieser individuellen Effekte statistisch gesicherte Aussagen zu erhalten.

In Vitro

Im Labor wird Verschleiss in Kaumaschinen simuliert - eine teilweise Nachbildung der tatsächlichen klinischen Bedingungen. Die Werte können nur dann für einen Vergleich oder eine Reihung verschiedener Materialien verwendet werden, wenn diese unter identischen Bedingungen gemessen werden. Versuchsdurchführungen sind nicht normiert und deshalb sind aussagekräftige Vergleiche zwischen einzelnen Studien nicht möglich.

Für die *in vitro* Prüfungen bei Ivoclar Vivadent werden erste bzw. zweite Oberkiefermolaren ausgewählt, deren palatinale Höcker in Form und Höckersteilheit ähnlich sind. Diese werden herausgeschliffen und in der zentralen Fossa von standardisierten keramischen UK-Molaren positioniert. In der Kaumaschine Willytec (SD Mechatronik GmbH Deutschland) wird die Verschleissprüfung simuliert. Der Antagonist wird mit 5 kg belastet und 120'000 mal gegen die Krone geführt, wobei die Krone jedes Mal seitlich um 0.7 mm verschoben wird (Abb. 26). Die gesamte Prüfung verläuft in einem Wasserbad mit wechselnder Temperierung (5°C/55°C). Pro Material werden in der Regel acht Prüfkörper gleichzeitig geprüft. Die Quantifizierung des Verschleisses erfolgt mit dem Laserscanner etkon es1 auf Gipsmodellen, die mit Hilfe der Replikatechnik vom ursprünglichen Prüfkörper hergestellt wurden.

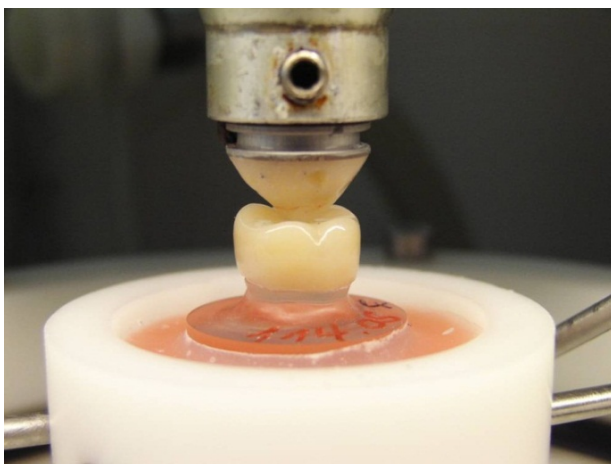


Abb. 26: Keramik-Krone in der Prüfkammer des Willytec- Simulators mit Schmelzantagonist, der mit Komposit auf einen Halter geklebt ist

6.2 Einfluss von Materialhärte und -festigkeit auf den Verschleiss

Keramische Materialien selbst gelten an und für sich als wenig verschleissanfällig. Häufig wird davon ausgegangen, dass härtere und festere Materialien stabiler sind, dafür aber eher den Antagonisten schädigen. Dabei wird aber Festigkeit mit der Härte des Materials verwechselt. Die Festigkeit beschreibt die Widerstandsfähigkeit gegen Verformung des Materials oder Bauteils (Restauration) durch von aussen einwirkende Kräfte. Dagegen bezeichnet Härte eine Oberflächeneigenschaft, die den Widerstand des Materials oder eines Bauteils gegen das Eindringen anderer Gegenstände beschreibt und damit in Wechselwirkung mit anderen Materialien stehen kann. Festigkeit und Härte sind völlig unabhängige Eigenschaften und korrelieren nicht miteinander. Abrasions- und Verschleissprozesse können bspw. durch eine Oberflächenhärtung minimiert werden, ohne dass dadurch die Festigkeit des Materials verändert wird. In vielen technischen Bereichen ist es üblich, eine Härtesteigerung der Oberfläche durchzuführen, um bei gleichzeitiger Glättung der Oberfläche den Verschleiss beider aneinander reibenden Teile (z.B. Kolben) zu minimieren.

Die untenstehende Tabelle vergleicht Festigkeitswerte und Vickers-Härten verschiedener Dentalkeramiken. Dabei geht klar hervor, dass IPS e.max CAD bzw. IPS e.max Press trotz der hohen Festigkeitswerte nicht härter sind als IPS Empress oder Mark II (VITA). Tatsächlich haben weder Härte noch Festigkeit einen entscheidenden Einfluss auf Abrasion oder Verschleiss.

	IPS Empress	IPS e.max Press	IPS e.max CAD	VITA Mark II	Y-TZP
Material	<i>Leuzit- Glaskeramik</i>	<i>Lithiumdisilikat- Glaskeramik</i>	<i>Lithiumdisilikat- Glaskeramik</i>	<i>Feldspat- Keramik</i>	<i>Zirkonium- oxid</i>
Biegefestigkeit (MPa)	160	400	360	154*	900
Vickers-Härte (MPa)	6200	5800	5800	5600	13000
Bruchzähigkeit (MPa m ^{0.5})	1.2	2.7	2.5	1.37	5.5

Tabelle 4: Materialeigenschaften verschiedener Dentalkeramiken (F&E Ivoclar Vivadent AG)

*Datenblatt VITA Zahnfabrik

6.3 Einfluss der Oberflächenrauheit auf den Verschleiss

Verschleiss ist in bedeutendem Masse von der Reibung, das heisst von der Oberfläche der sich berührenden Materialien abhängig. Hierbei ist die Rauheit der Oberfläche ein wichtiger Parameter. Glatte Oberflächen bieten weniger Widerstand und verursachen darum weniger Verschleiss oder Abrasion am gegenüberliegenden Material als raue, unpolierte Oberflächen.

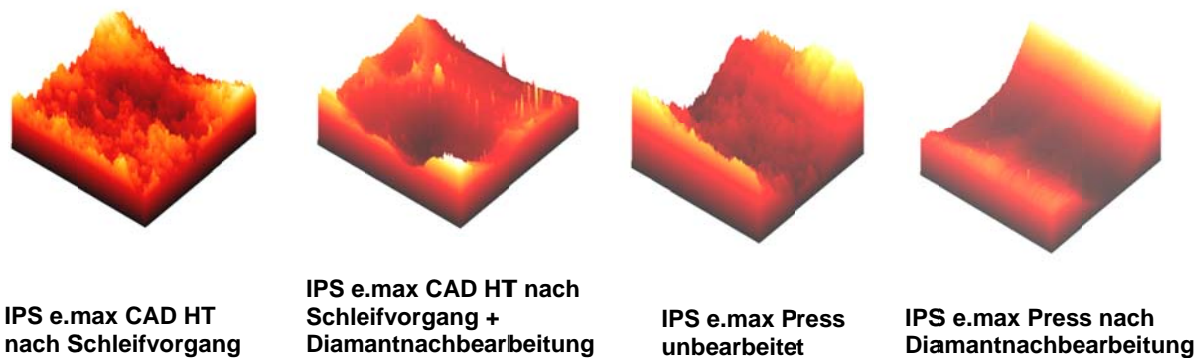
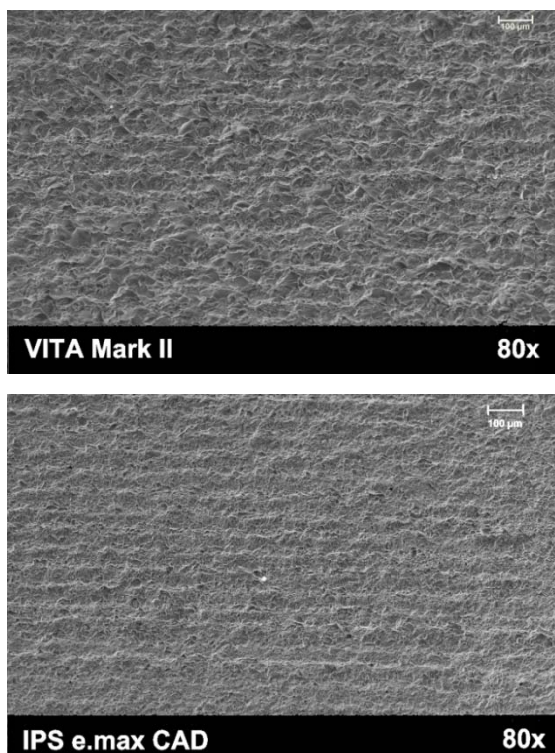


Abb. 27: 3D Bilder von unbehandelten und mit einem Feinkorndiamanten nachbehandelten Okklusalfächen von Kronen aus IPS e.max CAD HT bzw. IPS e.max Press (FRT MicroProf, 300 Hz Aufnahme­frequenz, horizontale Auflösung 1 µm, vertikale Auflösung 20 nm). (Ivoclar Vivadent)

Nach dem Beschleifen mit einer CAM-Maschine weisen keramische Restaurationen eine nachweisbare Oberflächenrauheit auf, die durch Geometrie und Körnung der Schleifinstrumente bestimmt wird. Die unten stehenden Abbildungen zeigen die Oberflächenrauheiten von gefrästen Keramiken. Nach dem Fräsen zeigen IPS e.max CAD und VITA Mark II ausgeprägte Oberflächenrauheit. Unbearbeitete Presskeramiken (Abb. 27) weisen dagegen keine Fräsrillen auf, weil die viskose Umformung der Pressrohlinge beim Heisspressen glatte Oberflächen hinterlässt. Durch die Nachbearbeitung mit einem Diamanten lässt sich jedoch auch bei gefrästen Keramiken eine deutliche Abnahme der Oberflächenrauheit erreichen (Abb. 27 und 28). Aus diesem Grund wird ein Nachbearbeiten dringend empfohlen.

Schleifspuren nach dem Fräsen



Nach der Diamantnachbearbeitung

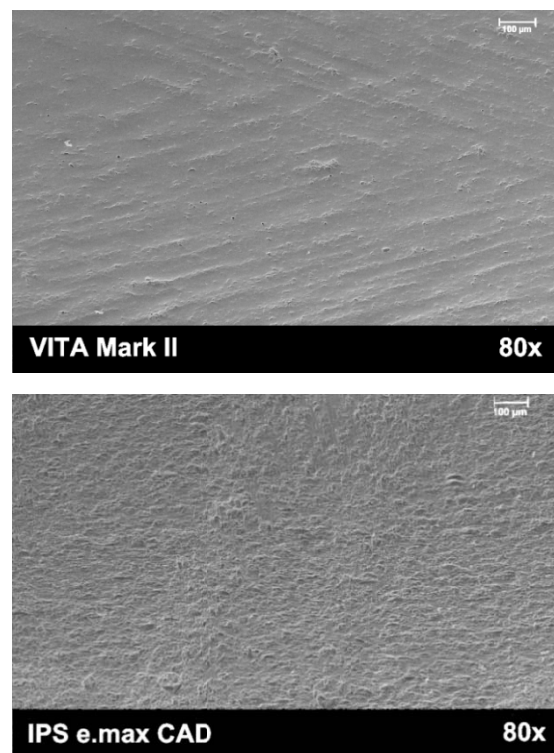


Abb. 28: Oberflächenrauheit von gefräster Keramik ohne Nachbearbeitung (links) und mit Nachbearbeitung mit dem OptraFine System (rechts) (REM-Aufnahmen, Ivoclar Vivadent)

Der Oberflächenrauheit kommt im Hinblick auf die Abrasion der Antagonisten besondere Bedeutung zu. Relevant für die IPS e.max CAD-on-Technik ist (Abb. 29), dass die Antagonistenabrasion gegenüber unbehandeltem (UB) und deswegen rauem IPS e.max CAD wesentlich grösser ist als nach der Nachbehandlung (B), die die Rauheit reduziert. Die Antagonistenabrasion liegt nach der Nachbehandlung im Bereich der Abrasion von IPS e.max Press, das wegen oben genannter Gründe auch schon im unbehandeltem Zustand über eine relativ geringe Oberflächenrauheit und damit (Antagonisten-)Abrasion verfügt.

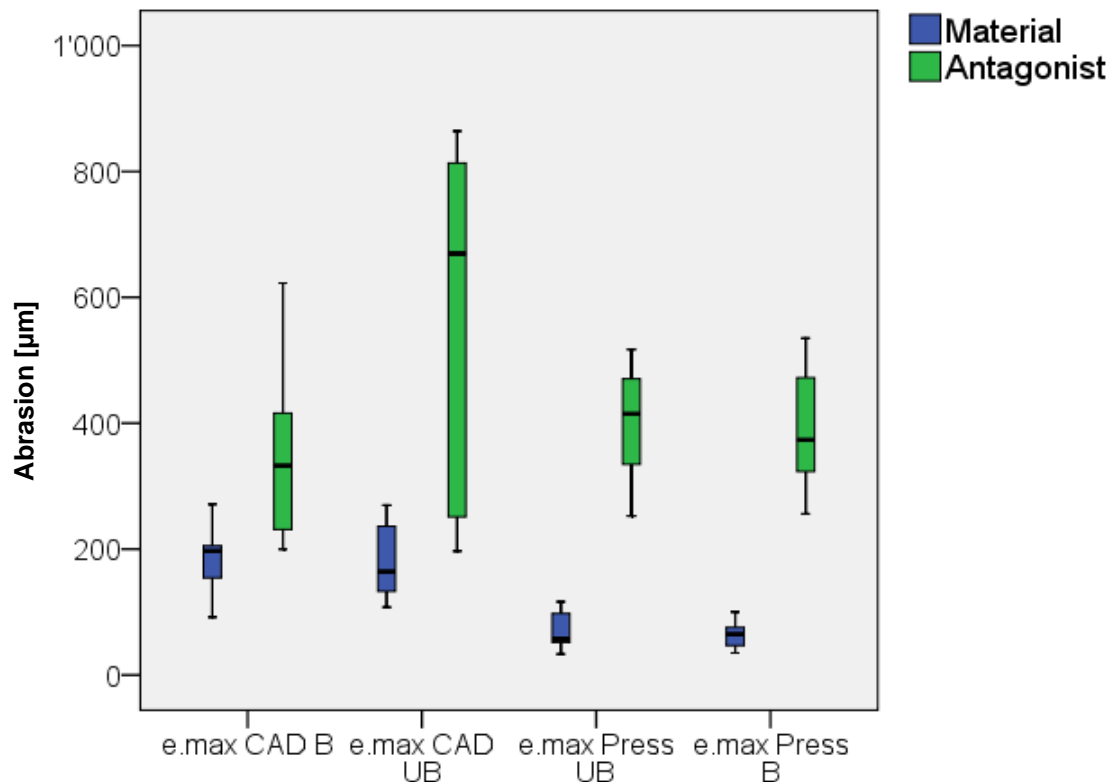


Abb. 29: Einfluss der Rauheit der Keramikoberfläche auf die Antagonistenabrasion. Keramik- und Antagonistenverschleiss von unbehandelten (UB) und mit einem Feinkorndiamanten (25 µm) vorbehandelten Kronen (B) aus IPS e.max CAD und IPS e.max Press. (Ivoclar Vivadent)

Die initiale Oberflächenrauheit nach einer CAM-Bearbeitung ist unabhängig von der verwendeten Keramik. Sie hängt vom Schleifprozess und den dabei verwendeten Schleifkörpern ab. Um eine Antagonistenabrasion so gering wie möglich zu halten, ist das Finieren der Keramikoberfläche speziell bei CAM-gefertigten Restaurationen von signifikanter Bedeutung. Um den Verschleiss der Schmelzantagonisten zu reduzieren, muss darum die Keramikoberfläche nach Herstellerangaben finiert werden, auch wenn die Krone nachfolgend glasiert wird. Eine Glasur alleine ist nicht immer ein gleichwertiger Ersatz für eine gute Ausarbeitung mit Feinkorndiamanten oder eine Politur des Grundwerkstoffs.

7. Klinische Studien

7.1 Klinische Bewährung von IPS e.max CAD-on-Kronen und -Brücken

7.1.1 Ivoclar Vivadent Dentalklinik

Studienleiter:	R. Watzke, Klinik F & E, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Titel:	Klinische Bewährung von IPS e.max CAD-on-Restorationen (Lithiumdisilikat gefügt auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst)
Ziel:	Bewertung des klinischen Verhaltens von Restorationen aus vollkeramischem Lithiumdisilikat gefügt auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst (IPS e.max CAD-on) nach einem Beobachtungszeitraum von 12 Monaten.
Methode:	25 IPS e.max CAD-on-Restorationen inklusive zahn- und implantatgetragene Kronen (n=20) und 4-gliedrige Brücken (n=5). Alle wurden konventionell zementiert und nach einem Beobachtungszeitraum von 12 Monaten anhand der FDI-Kriterien klinisch bewertet.
Ergebnisse:	Nach 12 Monaten wurden 100% der IPS e.max CAD-on-Restorationen als "ausgezeichnet" bis "gut" bewertet, was die FDI-Kriterien für Ästhetik, Funktion und biologische Eigenschaften betrifft. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich vollkeramische IPS e.max CAD-on-Restorationen hergestellt aus IPS e.max CAD gefügt auf IPS e.max ZirCAD, perfekt für zahn- und implantatgetragene Kronen und Brücken zu eignen scheinen.

7.1.2 Universität Zürich

Studienleiter:	A. Bindl, Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie Universität Zürich, Schweiz
Titel:	Klinische Untersuchung von vollkeramischen 3-gliedrigen IPS e.max CAD-on-Brücken
Ziel:	Vergleich des klinischen Verhaltens von dreigliedrigen Zirkoniumoxidbrücken (IPS e.max ZirCAD), die mit IPS e.max CAD mittels IPS e.max CAD-on-Technik verblendet wurden, gegenüber konventionell geschichteten Zirkoniumoxid-Brücken. Die Hypothese ist, dass Zirkoniumoxid-Brücken keine Unterschiede in der Überlebensrate zeigen, unabhängig ob sie mit Schichtkeramik oder Lithiumdisilikat verblendet wurden.
Methode:	Insgesamt wurden 60 Brücken geplant. 30 wurden mit konventioneller Schichtkeramik verblendet (IPS e.max Ceram) und 30 mit IPS e.max CAD in der IPS e.max CAD-on-Technik. Bisher wurden 46 Brücken eingegliedert, 21 IPS e.max CAD-on Brücken und 25 konventionell geschichtete Brücken. Nach der Eingliederung wird eine Baseline-Bewertung durch gleichwertige Untersucher anhand von USPHS-Kriterien durchgeführt. Taschentiefe, Attachmentlevel, Plaqueindex, BOP, Zahnbeweglichkeit und Vitalität werden ebenfalls untersucht. Weitere Recalls werden nach 6 Monaten und danach alle 12 Monate Jahre durchgeführt. Diese Studie ist auf 5 Jahre geplant.
Ergebnisse:	Bei den bis jetzt eingesetzten Brücken sind noch keine Abplatzungen oder andere negative klinische Vorkommnisse aufgetreten.

7.1.3 Universität Pennsylvania

Studienleiter:	M. Blatz. University of Pennsylvania School of Dental Medicine, Philadelphia, Pennsylvania, USA
Titel:	Prospektive klinische Bewertung von vollkeramischen IPS CAD-on-Brücken für den Seitenzahnbereich
Ziel:	Bestimmung des klinischen Verhaltens und der Überlebensrate nach zwei Jahren von festsitzenden vollkeramischen Teilprothesen im Seitenzahnbereich (Brücken), hergestellt aus einem Zirkoniumoxid-Gerüst und einer Lithiumdisilikat-Verblendstruktur. Insbesondere sollen Bruchzähigkeit, Randpassung und Randverfärbung untersucht werden.
Methode:	Fünfundzwanzig 3-gliedrige IPS e.max CAD-on-Brücken sollen in den Seitenzahnbereich von Patienten eingegliedert und über einen Zeitraum von 2 Jahren beobachtet werden. Die Überlebensdaten werden mit Hilfe der Kaplan-Meier Überlebensanalyse geschätzt. Modifizierte Ryge-Kriterien werden angewendet, um die Randanpassung und Randverfärbung zu bewerten. Die Probanden werden 6, 12 und 24 Monate nach der Zementierung der Brücken untersucht. Die Bewertungen werden von zwei gleichwertigen Untersuchern durchgeführt.
Ergebnisse:	Bisher wurden 22 Brücken eingegliedert. Es wurden keine klinischen Probleme berichtet.

7.1.4 Ludwig Maximilian Universität

Studienleiter:	F. Beuer. Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Ludwig Maximilian Universität, München, Deutschland
Titel:	Vergleichende klinische Untersuchung zu Einzelkronen mit Zirkoniumdioxidgerüst und CAD/CAM-gefertigter und in Schichttechnik erstellter Verblendung
Ziel:	Vergleich des klinischen Verhaltens von 30 IPS e.max CAD-on-Kronen mit einer gleichen Anzahl von konventionell (mit IPS e.max Ceram) geschichteten Kronen. Dabei soll gezeigt werden, dass IPS e.max CAD-on-Kronen ein mindestens gleich gutes klinisches Verhalten zeigen wie konventionell geschichtete Zirkoniumoxid-Kronen.
Methode:	Ein randomisiertes Split-Mouth Design ist geplant. Jeder Patient erhält eine Studienkrone (IPS e.max CAD-Verblendstruktur gefügt auf ein Zirkoniumoxid-Gerüst) und eine Kontrollkrone (Zirkoniumoxid beschichtet mit IPS e.max Ceram). Die Kronen werden mit SpeedCEM einzementiert.
Ergebnisse:	Es wurden bisher keine klinischen Probleme berichtet.

8. Biokompatibilität

8.1 Einleitung

Keramikmaterialien, die in der Zahnheilkunde verwendet werden, gelten als ausserordentlich „biokompatibel“ [21-23]. Mit Biokompatibilität ist allgemein eine gute (Gewebe-) Verträglichkeit gemeint [24] bzw. die Eigenschaft von Materialien, keine oder nur sehr geringe Reaktionen mit dem Körpergewebe auszulösen. Das heisst, ein Dentalwerkstoff ist dann „biokompatibel“, wenn er von den Materialeigenschaften und der Funktion in die biologische Umgebung des Körpers passt und keine unerwünschten Reaktionen hervorruft [25].

Keramiken haben seit Jahrzehnten eine sehr guten Ruf als biokompatible Materialien [1, 26]. Dies kann ihren besonderen Materialeigenschaften zugeschrieben werden. Durch die Schmelz- und Sintervorgänge in der Produktion und Herstellung werden alle leichtflüchtigen Substanzen eliminiert. Ausserdem spielen die folgenden Eigenschaften eine Rolle:

- Unbedenkliche Inhaltsstoffe (hauptsächlich Oxide von Silizium, Aluminium, Natrium und Kalium) [21; 26; 27]
- Sehr geringe Löslichkeit [27]
- Hohe Stabilität im aggressiven Mundmilieu, auch gegen saure Medien [21; 26]
- Geringe Tendenz zur Plaqueanlagerung [21; 26]
- Keine störenden Interaktionen mit anderen Werkstoffen [21; 26]
- Keine chemische Degradation unter Bildung von Abbauprodukten [21; 26]
- Prinzipiell können diese Keramiken als „bioinert“ [24] bezeichnet werden.

Die Biokompatibilität von IPS e.max CAD-on resp. von IPS e.max ZirCAD und IPS e.max CAD wird im Folgenden detailliert beschrieben. Yttrium-stabilisiertes Zirkoniumoxid (Y-TZP), wie es für IPS e.max ZirCAD verwendet wird, wird ebenfalls für medizinische Anwendungen, wie beispielsweise künstliche Hüftgelenke, und in der Zahnmedizin für Wurzelstifte, wie Cosmopost (IVAG) verwendet. Die Ergebnisse zur Biokompatibilität von Y-TZP gelten also auch für IPS e.max ZirCAD.

8.2 Chemische Beständigkeit

Dentalwerkstoffe sind im Mund einer grossen Bandbreite von pH-Werten und Temperaturen ausgesetzt. Chemische Beständigkeit ist daher eine wichtige Voraussetzung für alle Dentalmaterialien. Gemäss Anusavice [21] gelten Keramiken als die beständigsten Dentalmaterialien.

	Chemische Löslichkeit [µg/cm ²]	Grenzwert nach ISO 6872:2008 [µg/cm ²]
IPS e.max CAD	40 ± 10	< 100
IPS e.max ZirCAD (weiss)	<10	< 100
IPS e.max ZirCAD (eingefärbt)	<10	< 100

Tabelle 5: Chemische Löslichkeit von IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD

Die chemische Löslichkeit von IPS e.max CAD und insbesondere von IPS e.max ZirCAD liegt weit unter dem in der Dentalkeramik-Norm festgelegten Grenzwert. (ISO 6872)

8.3 Zytotoxizität

Die Prüfung der Zytotoxizität gibt die Reaktivität und Toleranz einzelner Zellen (meistens Maus-Fibroblasten) auf lösliche Verbindungen eines Dentalmaterials an. Zytotoxizität ist diejenige biologische Eigenschaft, die am einfachsten zu messen ist; sie besitzt aber nur begrenzte Aussagekraft als eigenständiger Test zur Einschätzung der Biokompatibilität eines Dentalmaterials. Viele Forscher publizieren toxikologische Daten für Dentalkeramiken. Die experimentellen Bedingungen können dabei so gewählt werden, dass eine immense Variabilität in den erhaltenen Ergebnissen besteht. Dies erklärt, weshalb in gewissen Tests Zytotoxizität gefunden wird und in anderen wiederum nicht. Zeigen die Testresultate positive Effekte, müssten weitere komplexere Tests durchgeführt werden, damit eine Einschätzung der Biokompatibilität möglich ist. Erst die klinischen Erfahrungen bieten eine abschliessende und aussagekräftige Einschätzung der Biokompatibilität.

IPS e.max CAD

Die Prüfung von IPS e.max CAD auf *in vitro* Toxizität wurde bei NIOM (Nordic Institute of Dental Materials) mittels direktem Zellkontakt durchgeführt. Der Test erfolgte gemäss der Norm ISO 10993-5: Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for *in vitro* cytotoxicity.

Dabei wurden in der Zytotoxizität keine statistischen Unterschiede zwischen den Keramiken gefunden [28]. In allen Versuchen mit Keramiken betrug die Lebensfähigkeit der Zellen über 80% bis 100%; das heisst, die Zellen verhielten sich wie unbehandelte Kontrollzellen.

IPS e.max ZirCAD

Die Zytotoxizität von Zirkoniumoxid wurde von verschiedenen Autoren untersucht. Josset *et al.* untersuchten die Biokompatibilität von zwei Implantatmaterialien, Zirkoniumoxid und Aluminiumoxid an Osteoblast-Zellkulturen [29]. Für beide Materialien wurde kein toxisches Potential festgestellt. Ein ähnliches Ergebnis wurde für die Zytotoxizität in Zellkulturen gemeldet [30].

Ivoclar Vivadent hat ebenfalls zytotoxische Untersuchungen an IPS e.max ZirCAD-Materialien in Auftrag gegeben. Die *in vitro* Zytotoxizität von IPS e.max ZirCAD MO 0 gefärbt mit Colouring Liquids (CL 4) und IPS e.max ZirCAD MO 2 wurden mit Hilfe eines XTT-Tests untersucht. In keinem Fall wurde ein zytotoxisches Potential festgestellt [31, 32].

8.4 Sensibilisierung und Irritation

Eine direkte Irritation der Schleimhaut durch die Keramik kann praktisch ausgeschlossen werden. Eine allfällige Reizung ist im Allgemeinen auf eine mechanische Einwirkung zurückzuführen. Diese Probleme können durch eine strikte Einhaltung der Verarbeitungsanleitung der jeweiligen Produkte, Politur und Glasur verhindert werden. Keramik besitzt kein – oder im Vergleich zu anderen Dentalmaterialien ein geringeres – irritierendes oder sensibilisierendes Potential.

IPS e.max CAD

Cavazos [33] und Allison *et al.* [28] zeigten, dass Dentalkeramik, im Gegensatz zu anderen Dentalmaterialien, im Kontakt mit der Mundschleimhaut keine oder nur minimale negative Reaktionen auslöst. Mitchell [34] sowie Podshadley und Harrison [35] zeigten mit Implantat-Versuchen, dass glasierte Keramik nur zu einer sehr geringen entzündlichen Reaktion führt [34, 35] und weit weniger reizend wirkt als andere akzeptierte Dentalmaterialien wie Gold und Kunststoff [35].

Ein Tierversuch mit Hamstern, in dem die Tiere IPS e.max CAD LT-Probekörper für mindestens 5 Minuten pro Stunde in den Backentaschen trugen, zeigte absolut keine Irritationserscheinungen an der Mundschleimhaut [34].

IPS e.max ZirCAD

In-vivo Tests mit Kaninchen, Mäusen, Meerschweinchen und Schafen zeigten weder eine akute systemische Toxizität, noch verursachte Zirkoniumoxid Irritationen, Sensibilisierung oder eine hämolytische (Zerstörung von roten Blutkörperchen) Reaktion oder Fieber (Pyrogenizität) [30].

8.5 Radioaktivität

Im Zusammenhang mit Dentalkeramik gibt es immer wieder kritische Anmerkungen zu einer möglichen Radioaktivität. Der Ursprung liegt darin, dass in den 70er Jahren in einigen Metallkeramikprodukten sehr geringe Mengen an radioaktiven Fluoreszenzstoffen eingesetzt wurden [36-38]. Seit Anfang der 80er Jahre gibt es ausreichend Alternativen, Fluoreszenz zu erreichen. Daher wurde in den Keramiknormen (EN ISO 6872; EN ISO 9693; ISO 13356) bestimmt, dass keine radioaktiven Zusätze erlaubt sind und Grenzwerte für die maximal tolerierbare Radioaktivität festgelegt.

Für IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD wurden mittels γ -Spektroskopie folgende Radioaktivitätswerte gemessen:

	²³⁸ U [Bq/g]	²³² Th [Bq/g]
IPS e.max CAD	< 0.03	< 0.03
IPS e.max ZirCAD Color Block	< 0.03	< 0.03
Grenzwert nach ISO 6872:2008	1.000	-

Tabelle 6: Forschungszentrum Jülich (2006/2007)

Die Radioaktivität von IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD liegt weit unter dem in der Norm festgelegten Grenzwert. Zum Vergleich, die Aktivität der Erdkruste liegen im Bereich von 0.03 Bq/g für ²³⁸U und ²³²Th.

8.6 Mutagenität

Ein mutagenes Potential des Materials oder löslicher Komponenten muss soweit wie möglich ausgeschlossen werden, um der Entstehung von Krebs vorzubeugen. Gerade bei Materialien wie Dentalkeramiken, die über Jahre hinweg im Mund von Patienten getragen werden, ist dies besonders wichtig.

Ein wichtiger Test in der Abklärung der Mutagenität von Substanzen ist der AMES-Test, ein bakterieller Test, der Veränderung im Erbgut detektiert.

IPS e.max CAD

Für IPS e.max CAD LT A1 wurde im AMES-Test kein mutagenes Potential gefunden [39]. Das Risiko der Tumorentstehung durch IPS e.max CAD ist also als äusserst gering zu betrachten.

IPS e.max ZirCAD

Josset *et al.* [29] führten Genotoxizitätstests mit Hilfe von Osteoblasten und Zellkulturen an Implantatmaterialien aus Zirkoniumoxid und Aluminiumoxid durch. Für beide Materialien wurde kein genotoxisches Potential festgestellt. Der AMES-Test zeigte ebenfalls kein genotoxisches Potential für beide Materialien [30].

8.7 Biologische Risiken für Anwender und Patienten

Das grösste Gefahrenpotential einer Keramik besteht für den Zahntechniker durch das häufige Beschleifen. Dadurch wird mineralischer Feinstaub freigesetzt, welcher nicht eingeatmet werden sollte. Durch Arbeiten mit Absaugung und Staubmaske kann dieses potentielle Risiko weitgehend vermieden werden.

Für den Zahnarzt ist beim Umgang mit der fertigen Keramikrestauration kaum ein Risiko erkennbar.

Auch für den Patienten ist das biologische Risiko ausgehend vom Keramikmaterial als sehr gering einzustufen. Aufnahme von abradiierter Keramik oder Verschlucken von Keramikabplatzungen sind als unbedenklich anzusehen. Bei korrekter Indikationsstellung und Passung der Restauration sind weder lokale noch systemische Nebenwirkungen zu erwarten [21, 40].

8.8 Schlussfolgerung

Die klinischen Erfahrungen mit Lithiumdisilikat-Keramiken (IPS Empress 2, IPS e.max Press) reichen bis ins Jahr 1998 zurück und sogar noch länger mit Zirkoniumoxid. Für die IPS e.max CAD-on-Technik werden die etablierten Materialien IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD verwendet, die seit 2005 auf dem Markt sind. Das neue Fügmaterial IPS e.max CAD Crystall./Connect wurde auf der Basis bestehender Glaskeramiken entwickelt. Grundsätzlich stellen Dentalkeramiken ein sehr niedriges Risiko dar, während sie ein hohes Mass an Biokompatibilität bieten.

Es gibt bislang keine Meldungen unerwünschter Wirkungen für IPS e.max CAD-on-Restaurationen, die mit Biokompatibilitätsproblemen zusammenhängen könnten. Aufgrund der vorhandenen Daten und dem heutigen Wissensstand kann festgehalten werden, dass IPS e.max CAD und IPS e.max ZirCAD kein toxisches Potential aufweisen. Bei Anwendung der Produkte und Materialien gemäss Herstellervorschriften besteht weder für Patienten, Zahntechniker noch Zahnärzte eine Gefährdung der Gesundheit.

9. Literatur

1. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc 2010 Jun; 141 Suppl 2:10S-4S.
2. Richter J, Schweiger J, Gernet W, Beuer F. Clinical Performance of CAD/CAM-fabricated lithium-disilicate restorations. IADR -CED (Joint Meeting of the Continental European, Israeli and Scandinavian Divisions of the IADR (September 10-12, 2009) 2009(Munich):Abstr. No. 82.
3. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. J Prosthet Dent 2010 Feb; 103(2):80-90.
4. Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. Dent Mater 2010 Jun;26(6):533-8.
5. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. Dent Mater 2009 Sep;25(9):e63-71.
6. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical split mouth study. J Dent 2009 Aug;37(8):627-37.
7. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithium-disilicate- based ceramic crowns. Dent Mater 2008 May;24(5):667-73.
8. Watzke R, Peschke A, Roulet JF. Aesthetic properties of a new high-translucent lithium disilicate press-ceramic. Dent Mater 2009;25(5):e44-e5.
9. Watzke R, Peschke A, Roulet JF. Clinical Behavior of All-Ceramic Inlay- Retained Bridges After 18 Months. IADR (General Session, July 14-17, 2010, Barcelona) 2010;Poster - No. 700.
10. Watzke R, Peschke A, Perkon, F. Die CAD-on Technik, Teil 2. Das Dental Labor 2010, 11, LVIII, 8-15
11. Kracek F. The binary system Li₂O – SiO₂. PhysCem 1930: 2641-2650
12. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. Swed Dent J 2005;Suppl:1-69.
13. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 2005;32:180-7.
14. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence Int 2006;37:253–259.
15. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006;96:237–244.
16. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007;18:114-6.
17. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon—ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsche Zahnärztl Zeitschr 2005;10:435–445.
18. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. 5-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2007;20(4):383-8.
19. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. Int J Prosthodont 2010;23, :434-442.

20. Tauch D, Albrecht T. In vitro-Festigkeitsprüfung von viergliedrigen Brücken. Die CAD-on-Technik, Teil 3. Das Dental Labor 2010, 12, LVIII, 16-23.
21. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-89.
22. McLean J. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
23. Roulet J, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 1989.
24. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
25. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. J Prosthet Dent 2001;86:203-209.
26. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
27. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:625-628.
28. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
29. 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.
30. Rieger W. Studies of Biocompatibility of ZrO₂ and Al₂O₃ ceramics. Contribution 6th Biomaterial Symposium. Göttingen, 1994.
31. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-test). RCC-CCR Report No. 1015500. 2006.
32. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120101. 2007.
33. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. J Prosthet Dent 1968;20:143-153.
34. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. J Am Dent Assoc 1959;59:954-966.
35. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
36. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.
37. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. Br Dent J 1974;136:101-106.
38. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:860.
39. Devaki S, Toxikon Final GLP Report: 10-1251-G3: *Salmonella typhimurium* and *Escherichia coli* reverse mutation assay - ISO. April 2010.
40. Mackert JR. Side-effects of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:90-93.
41. Hill T, Chlosta K, Tysowsky G. The fracture load of three CAD-CAM veneering systems over zirconia. IADR 2011, 89th Gen Session, Abstract No. 3215.
42. Schweiger M, Tauch D, Keutschegger W, Hehle J, Kappert HF, Rheinberger VM. IPS e.max CAD-on technique: lithium disilicate meets zirconia. IADR 2011, 89th Gen. Session, Abstract No. 1780.
43. Guess PC, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Zavanelli R, Thompson VP. Veneering technique effect on fatigue reliability of zirconia-based all-ceramic crowns. IADR 2010, 88th Gen. Session, Abstract No. 268.
44. Heintze SD, Scherrer P, Albrecht T. Performance of two new CAD/CAM veneering systems during cyclic/static loading. IADR 2011, 89th Gen Session, Abstract 543.

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten ("Informationen"). Die Dokumentation und die Informationen sind allein für den internen Gebrauch von Ivoclar Vivadent und externen Ivoclar Vivadent-Partnern bestimmt. Sie sind für keinen anderen Verwendungszweck vorgesehen. Obwohl wir annehmen, dass die Informationen auf dem neuesten Stand sind, haben wir sie nicht alle überprüft und können und werden nicht für ihre Genauigkeit, ihren Wahrheitsgehalt oder ihre Zuverlässigkeit garantieren. Für den Gebrauch der Informationen übernehmen wir keine Haftung, 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 auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbaren Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG
Forschung und Entwicklung
Scientific Services
Bendererstrasse 2
FL – 9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Joanna-C. Todd / Dr. Thomas Völkel
Ausgabe: Oktober 2011
