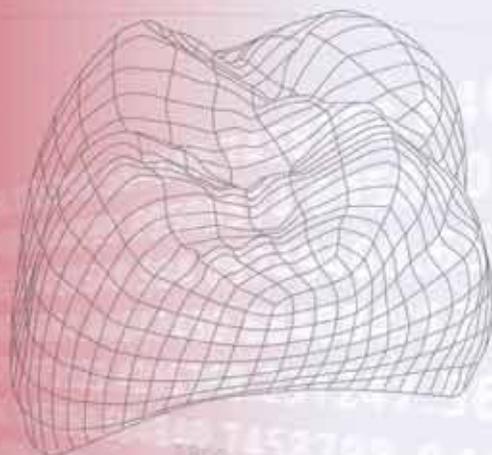


IPS®  
**e.max**



# SCIENTIFIC REPORT

Vol. 01 / 2001 – 2011

Deutsch

all ceramic  
all you need



**ivoclar**  
**vivadent**  
passion vision innovation



## INHALTSVERZEICHNIS

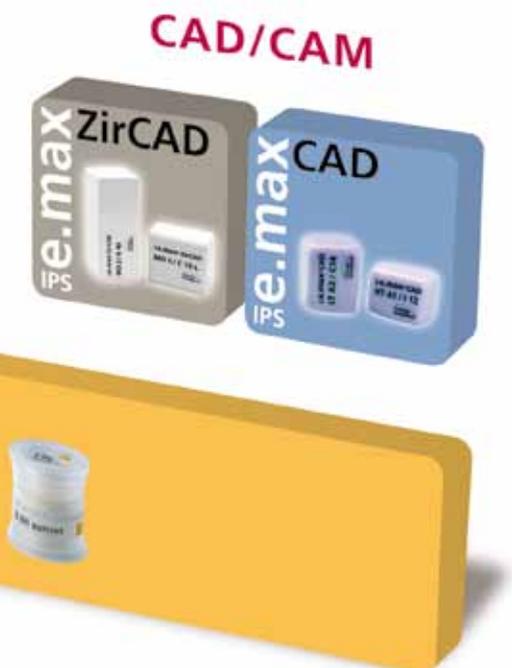
<b>Editorial</b>	<b>4</b>
<b>IPS e.max® System – klinische Bewährung</b>	<b>7</b>
<b>IPS e.max® Lithium-Disilikat (LS<sub>2</sub>)</b>	<b>15</b>
• <i>in-vitro-Studien</i>	
• <i>in-vivo-Studien</i>	
<b>IPS e.max® Zirkoniumoxid (ZrO<sub>2</sub>)</b>	<b>35</b>
• <i>in-vitro-Studien</i>	
• <i>in-vivo-Studien</i>	
<b>Biokompatibilität</b>	<b>51</b>
<b>Begriffserklärung</b>	
<b>Literaturliste</b>	



Das IPS e.max®-System ist ein innovatives Vollkeramik-System, das Materialien aus Lithium-Disilikat ( $LS_2$ )-Glaskeramik und Zirkoniumoxid ( $ZrO_2$ ) für die Press- und CAD/CAM-Technologie umfasst. Ergänzend steht eine universell einsetzbare Nano-Fluorapatit-Glaskeramik zur Verblendung aller IPS e.max System-Komponenten zur Verfügung.

Das herausragende Element des IPS e.max-Systems ist die patentierte Lithium-Disilikat( $LS_2$ )-Glaskeramik (IPS e.max Press und IPS e.max CAD). Es ist eine Glaskeramik, die sich von allen bisherigen Keramik-Systemen durch vier besondere Eigenschaften abhebt.

- **Optischer Brechungsindex:** Der Brechungsindex der Lithium-Disilikat-Kristalle ist angepasst an den der Glasmatrix. Durch Trübungsphasen und Ionenfärbung wurden vier Transluzenzstufen sowie einzigartige Opalfarben eingestellt.
- **Hohe Festigkeit:** Es kann ohne Transluzenzverlust ein sehr hoher kristalliner Anteil von ca. 70 % zur Festigkeitssteigerung in die Glasmatrix eingebracht werden. Die  $LS_2$ -Glaskeramik hat bei vollständig ausgereifter Kristallbildung eine Biegefestigkeit von 360 – 400 MPa (nach ISO 6872). Durch diese Kombination sind monolithische Restaurationen bei gleichzeitig hoher Ästhetik möglich.



- **Angepasster Wärmeausdehnungskoeffizient:**

Der WAK der LS<sub>2</sub>-Glaskeramik liegt mit  $10,2 \times 10^{-6}/K$  im Bereich von Zirkoniumoxid (ZrO<sub>2</sub>). So ist es möglich, mit IPS e.max Ceram, alle notwendigen Verblendungen, Charakterisierungen und Glanzbrände sowohl für die IPS e.max-LS<sub>2</sub>-Glaskeramik als auch für das IPS e.max-ZrO<sub>2</sub> zu verwenden. Dies ist vor allem in der heutigen Zeit hinsichtlich Einfachheit, Effizienz und Wirtschaftlichkeit ein deutlicher Vorteil.

- **Innovative Verarbeitungstechnologie:**

Die Lithium-Disilikat (LS<sub>2</sub>)-Glaskeramik IPS e.max CAD ist aufgrund der Verarbeitung in einer blauen Zwischenphase mittels CAD/CAM-Technologie und einem nachfolgenden, kurzen Kristallisationsvorgang das innovative Vollkeramik-Material für alle CAD/CAM-Einzelzahnrestorationen. Die neueste Entwicklung im Bereich der digitalen Restaurationen ist die IPS e.max CAD-on Technik. Sie vereint auf innovative Art und Weise die Vorteile von IPS e.max-LS<sub>2</sub> und -ZrO<sub>2</sub> und leitet so eine neue Generation in der Brückentechnik ein, die bezüglich der Kombination aus Anwenderfreundlichkeit, Schnelligkeit und Gesamtfestigkeit begeistert.

Das IPS e.max-System wurde seit Beginn der Entwicklung und bis heute wissenschaftlich begleitet und viele namhafte Experten haben mit ihren Studien zu einer ausgezeichneten Datenbasis beigetragen. Die weltweite Erfolgsgeschichte, die immer stärker wachsenden Nachfrage sowie bereits ca. 40 Mio. hergestellter Restaurationen bestätigen den Erfolg und die Zuverlässigkeit des Systems.

Bislang mehr als 20 klinische In-vivo-Studien, noch mehr In-vitro-Studien sowie die stetig weiter wachsende Zahl klinischer Studien weltweit zum IPS e.max-System zeigen die Langzeiterfolge im Patientenmund. Im vorliegenden „IPS e.max Scientific Report Vol. 1“ wurden die wichtigsten Ergebnisse aus Studien von 2001–2011 zusammengestellt.

IPS e.max steht für ein Vollkeramik-System, das für alle Indikationen eine ideale Lösung bietet, die nicht nur materialtechnisch funktioniert, sondern auch wissenschaftlich abgesichert ist.

**IPS e.max: all-ceramic – all you need**



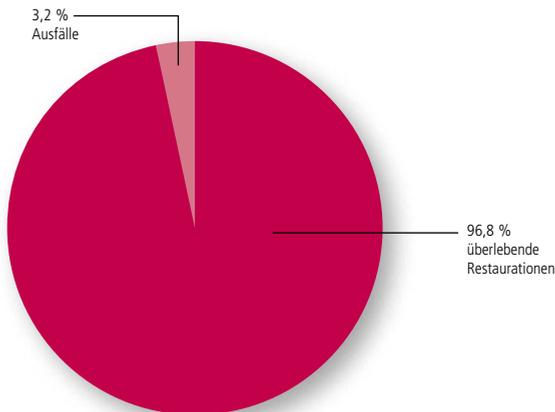


# IPS e.max® System – klinische Bewährung

## Zusammenfassung IPS e.max® System

Zum IPS e.max-System liegen Daten klinischen Einsatzes über einen Zeitraum von bis zu 5 Jahren für ZrO<sub>2</sub> und von bis zu 10 Jahren für LS<sub>2</sub> vor.

Die Überlebensraten\* aus den klinischen Studien von IPS e.max Press (6 Studien), IPS e.max CAD (6 Studien) und IPS e.max ZirCAD (8 Studien) wurden zusammengefasst und die Gesamt-Überlebensrate des Systems berechnet. Insgesamt wurden 1071 Restaurationen aus 20 klinischen Studien eingeschlossen. Daraus ergibt sich eine Gesamt-Überlebensrate von 96,8 % für das IPS e.max-System.



**Abb. 1:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 20 klinischen Studien mit Restaurationen (Kronen und Brücken) aus dem IPS e.max-System; dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

Detaillierte Informationen zu Studiendesign, Erfolgen und Misserfolgen entnehmen Sie den Beschreibungen auf den folgenden Seiten des Scientific Reports.

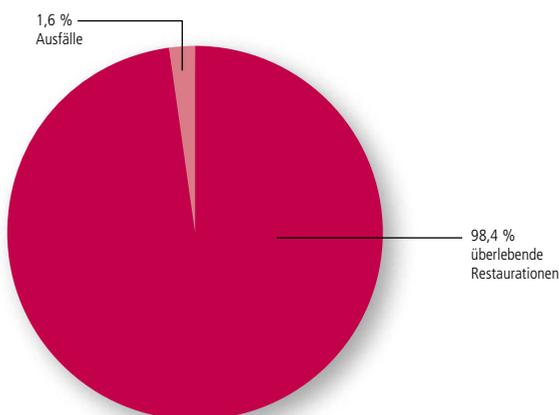
\* Definition Überlebensrate siehe Begriffserklärung

## Zusammenfassung IPS e.max® Press

(Lithium-Disilikat-Glaskeramik LS<sub>2</sub>)

Zu IPS e.max Press liegen Daten über einen Zeitraum von bis zu 10 Jahren klinischen Einsatzes vor.

6 klinische Studien (Böning et al., 2006; Etman and Woolford, 2010; Guess et al., 2009; Gehrt et al., 2010; Dental Advisor 2010) und eine interne Studie von Ivoclar Vivadent mit insgesamt 499 Restaurationen (Kronen) zeigten nach einer mittleren Beobachtungszeit von 4 Jahren eine Überlebensrate von 98,4 %. Die Ausfälle umfassen Fraktur (0,4 %), endodontisches Versagen (0,2 %) und Sekundärkaries (0,2 %). Ausserdem wurden in einer Studie 4 Kronen (0,8 %) wegen Rissbildung entfernt. Chipping trat in 1,4 % der Restaurationen auf, konnte aber in jedem Fall in situ repariert werden. Konventionelle und adhäsive Befestigung funktionieren gleichermaßen gut.



**Abb. 2:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 6 klinischen Studien mit IPS e.max Press-Restaurationen (Kronen); dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

### Vergleich mit der Literatur:

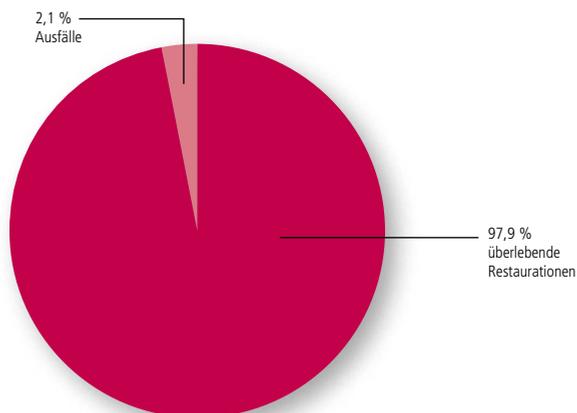
Systematische Reviews zur Überlebensrate konventioneller Glaskeramiken ermittelten Frakturraten von 3,8 % (Heintze and Rousson, 2010a). Die Überlebensrate von metallkeramischen Kronen liegt bei 95,6 % nach 5 Jahren (Pjetursson, 2007). Biologische oder technische Misserfolge wie z.B. endodontisches Versagen oder Chipping werden mit einer Häufigkeit von 5 bis 10% angegeben. Mit einer Frakturrate von 0,4 % und einer Überlebensrate von 98,4 % schneidet IPS e.max Press klinisch deutlich besser ab als konventionelle Materialien wie Glas- oder Metallkeramik.

## Zusammenfassung IPS e.max® CAD

(Lithium-Disilikat-Glaskeramik LS<sub>2</sub>)

Zu IPS e.max CAD liegen Daten über einen Zeitraum von bis zu 4 Jahren klinischen Einsatzes vor.

6 klinische Studien (Richter et al., 2009; Nathanson, 2008; Reich et al., 2010; Fasbinder et al., 2010; Bindl, 2011; Sorensen et al., 2009b) mit insgesamt 237 Restaurationen (Kronen) zeigten, dass nach einer mittleren Beobachtungsdauer von 2,5 Jahren 97,9% der Restaurationen überlebten. Die 2,1 % an Ausfällen beinhalten 0,4 % irreparables Chipping, 0,4 % Sekundärkaries und 1,3 % Frakturen. Neben dem eben genannten einen Fall von irreparabilem Chipping traten keinerlei weitere Abplatzungen auf.



**Abb. 3:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 6 klinischen Studien mit IPS e.max CAD-Restaurationen (Kronen); dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

### Vergleich mit der Literatur:

Alle Frakturen betrafen Restaurationen von Molaren. In der Literatur sind Frakturnraten von 6,7 % für Molaren nach 2.5 Jahren zu finden (Heintze and Rousson, 2010a) – für IPS e.max CAD Molarenrestaurationen beträgt die Frakturnrate 1,0 %.

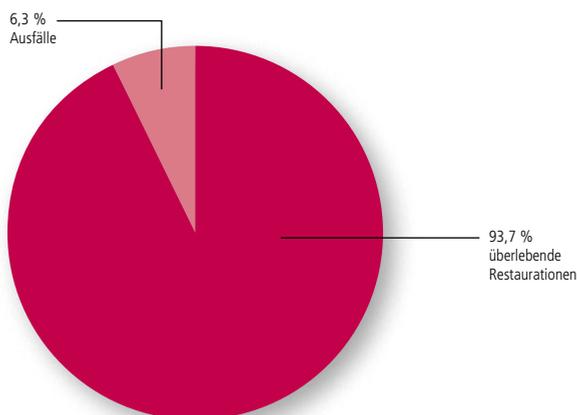
Auch für IPS e.max CAD ist die klinische Leistungsfähigkeit mit einer Überlebensrate von knapp 98 % und einer Frakturnrate von nur 1,3 % deutlich besser als die von Metall- und anderen Keramiken (Pjetursson, 2007).

## Zusammenfassung IPS e.max® ZirCAD

(Zirkoniumoxid  $ZrO_2$ )

Zu IPS e.max ZirCAD liegen Daten über einen Zeitraum von bis zu 5 Jahren klinischen Einsatzes vor.

8 klinische Studien (Stanford 2009; Sorensen et al. 2009a; Fasbinder and Dennison 2009; Beuer et al. 2010; Beuer 2011; Tinschert 2008; Christensen 2008; Muñoz 2009; Hicklin et al. 2008) mit insgesamt 335 Restaurationen (203 Kronen, 132 Brücken) zeigten eine Überlebensrate von 93,7%. Die Ausfälle umfassen 2,7 % irreparables Chipping, 2,4 % Frakturen, 0,9 % endodontisches Versagen. Ausserdem wurde in einer Studie eine wiederholte Dezentimentierung als Versagen gewertet. Chipping trat insgesamt in 12 % der Restaurationen auf, machte jedoch nur in 2,7 % einen Austausch der Restauration nötig.



**Abb. 4:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 8 klinischen Studien mit IPS e.max ZirCAD Restaurationen (Kronen, Brücken); verblendet mit IPS e.max ZirPress und/oder IPS e.max Ceram. Dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

### Vergleich mit der Literatur:

Systematische Reviews zur Überlebensrate von Zirkoniumoxid-Restaurationen ermittelten für 3- und 4-gliedrige Brücken eine Frakturrate von weniger als 1 % nach 3 Jahren (Heintze and Rousson, 2010b) und eine Überlebensrate von 94,29 % nach 5 Jahren (Schley et al., 2010) (das heisst eine Frakturrate von circa 6 %). Technische Komplikationen betrafen 23,59 % der Restaurationen, wobei Chipping das häufigste technische Problem darstellte. Biologische Komplikationen traten in 8,28% der Fälle auf.

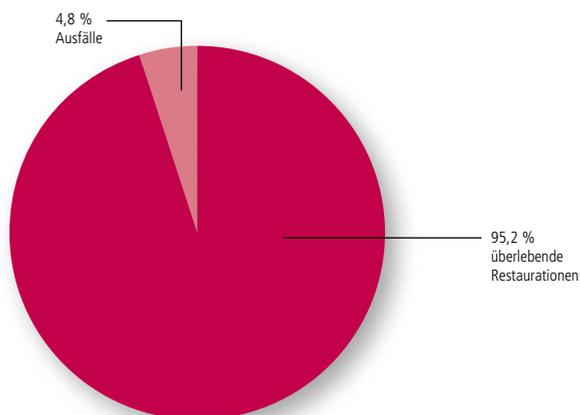
Die Frakturrate von IPS e.max ZirCAD liegt mit circa 2,4 % (bzw. 2,3 % für Brücken) unter der Frakturrate, die in der Literatur für Zirkoniumoxid-Brücken angegeben wird (1 % nach 3 Jahren, circa 6 % nach 5 Jahren). Technische und biologische Komplikationen traten mit IPS e.max ZirCAD deutlich seltener auf als in Literaturangaben.

## Zusammenfassung IPS e.max® ZirPress

(Fluor-Apatit-Glaskeramik)

Zu IPS e.max ZirPress liegen Daten über einen Zeitraum von bis zu 3 Jahren klinischen Einsatzes vor.

4 klinische Studien (Tinschert 2008; Christensen 2008; Hicklin et al. 2008; Fasbinder and Dennison 2009) mit insgesamt 124 Restaurationen (61 Kronen, 63 Brücken) von IPS e.max ZirPress als Verblendung auf IPS e.max ZirCAD zeigten eine Überlebensrate von 95,2%. 4,8 % der Restaurationen wurden aus folgenden Gründen ausgetauscht: irreparables Chipping (2,4 %), Fraktur (1,6 %), endodontisches Versagen (0,8 %). Chipping trat insgesamt in 19 % der Restaurationen auf, war jedoch nur in 2,4 % nicht reparierbar. Alle anderen Chippings konnten durch Polieren oder Composite in situ repariert werden.



**Abb. 5:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 4 klinischen Studien mit IPS e.max ZirPress auf IPS e.max ZirCAD Restaurationen (Kronen, Brücken); dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

### Vergleich mit der Literatur:

Ein systematischer Review stellte für Zirkoniumoxid-Brücken bezogen auf das Chipping eine Überlebensrate von 90 % fest, das heisst, dass Chipping in insgesamt 10 % der Restaurationen auftrat. In 2–5 % der Restaurationen war das Chipping nicht reparierbar und führte daher zum Austausch der Restauration (Heintze and Rousson, 2010b).

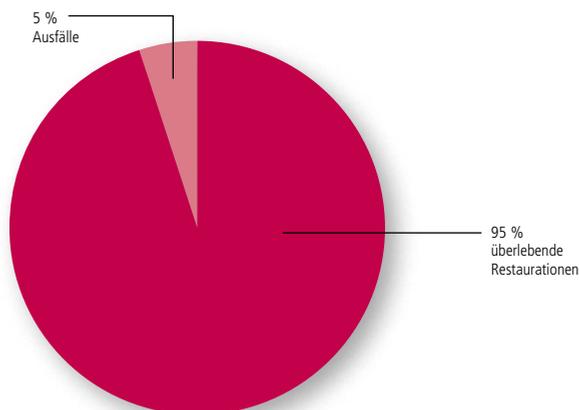
Irreparables Chipping tritt mit IPS e.max ZirPress in 2,4 % der Restaurationen auf, und liegt damit am unteren Ende der in der Literatur beschriebenen Häufigkeit.

## Zusammenfassung IPS e.max® Ceram

(Nano-Fluor-Apatit-Glaskeramik)

Zu IPS e.max Ceram liegen Daten über einen Zeitraum von bis zu 4 Jahren klinischen Einsatzes vor.

8 klinische Studien (Dental Advisor 2010; Nathanson 2008; Richter et al. 2009; Stanford 2009; Sorensen et al. 2009a; Fasbinder and Dennison 2009; Beuer et al. 2010; Beuer 2011; Hicklin et al. 2008), mit insgesamt 377 Restaurationen, die mit IPS e.max Ceram verblendet wurden, zeigten eine Überlebensrate von 95 %. Die Ausfälle beinhalten 2,4 % irreparables Chipping, 1,9 % Fraktur des Gerüsts (unterschiedliche Materialien), 0,5 % endodontisches Versagen und eine Dezementierung, die als Versagen gewertet wurde. Chipping trat in insgesamt 5 % der Restaurationen auf, mehr als die Hälfte davon konnten jedoch in situ repariert werden.



**Abb. 6:** Zusammenfassung der Ergebnisse von 8 klinischen Studien mit IPS e.max Ceram auf IPS e.max ZirCAD oder IPS e.max CAD Restaurationen und Crystal Zirconia (Kronen, Brücken); dargestellt ist die prozentuale Verteilung von Erfolgen und Misserfolgen.

### Vergleich mit der Literatur:

Ein systematischer Review stellte für Zirkoniumoxid-Brücken bezogen auf das Chipping eine Überlebensrate von 90 % fest, das heisst, dass Chipping in insgesamt 10 % der Restaurationen auftrat. In 2–5 % der Restaurationen war das Chipping nicht reparierbar und führte daher zum Austausch der Restauration (Heintze and Rousson, 2010b).

Chipping tritt mit IPS e.max Ceram in 5 % der Restaurationen auf, also seltener als in der Literatur beschrieben, und war auch nur in 2,4 % der Fälle nicht reparierbar, was ebenfalls unter den Literaturdaten liegt.



IPS e.max® CAD  
LT A2 / C14

ivoclar  
vivadent

IPS e.max® CAD  
LT A2 / I 12

IPS **e.max**®  
**Lithium-Disilikat**  
**(LS<sub>2</sub>)**

*in-vitro-Studien*  
*in-vivo-Studien*

**Titel der Studie:** Überlebensrate und Bruchlast von vollkeramischen Teilkronen unterschiedlicher Präparation nach thermozyklischer Kausimulation.

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

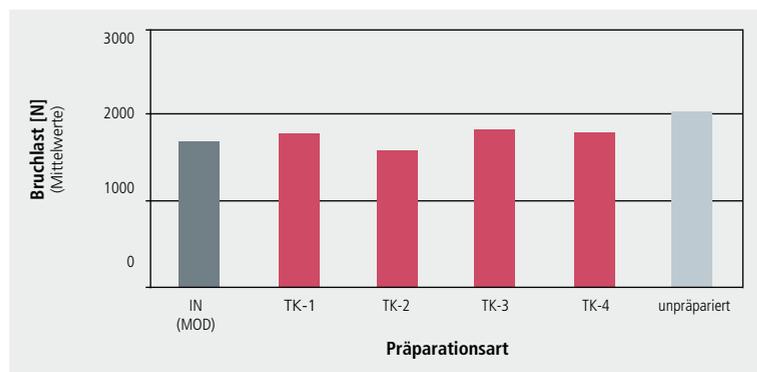
**Zeitpunkt:** 2002, 2006

**Verfasser:** C. Stappert

### Methode:

An natürlichen Molaren mit unterschiedlich präparierten vollkeramischen monolithischen Teilkronen aus IPS e.max-LS<sub>2</sub> wurde die Bruchlast ermittelt. Als Kontrollgruppe dienten MOD-Inlay-präparierte und unpräparierte Zähne. Die Teilkronen-Präparationen erfolgten unter Einbezug von 1–4 okklusalen Höckern (TK-1, TK-2, TK-3, TK-4). Die Befestigung erfolgte adhäsiv (Variolink® II). Alle Prüfkörper wurden einer Kausimulation mit Thermocycling unterzogen (1,2 Mio. Zyklen, 98 N, 5°/55°C) und danach in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet.

### Ergebnisse:



**Abb. 7:** Bruchlast von natürlichen Molaren mit unterschiedlich präparierten Teilkronen.

### Zusammenfassung:

Die *in vitro*-Überlebensrate im Kausimulator betrug für alle Proben 100 %. Unabhängig von der Ausdehnung der keramischen IPS e.max LS<sub>2</sub>-Restauration konnten im Seitenzahnbereich Bruchlastwerte erreicht werden, die sich nicht signifikant von natürlichen unpräparierten Zähnen unterscheiden.

### Referenz:

(Stappert et al., 2002; Stappert et al., 2006)

**Titel der Studie:** Vollkeramische Teilkronen auf Prämolaren. Gestaltung der Kavitätenpräparation, Zuverlässigkeit und Bruchlast bei Ermüdung.

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

**Zeitpunkt:** 2005

**Verfasser:** C. Stappert

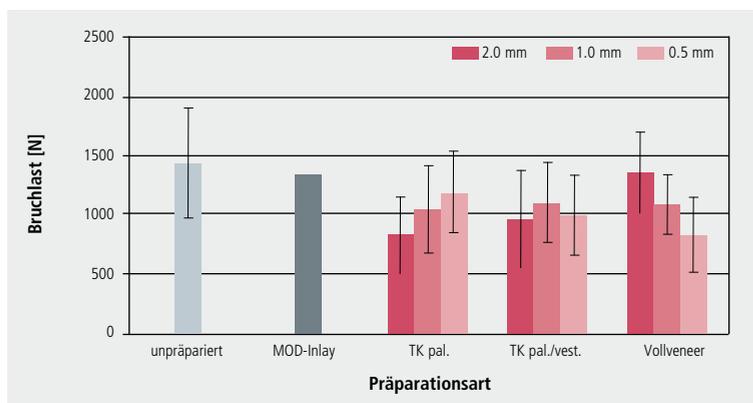
### Methode:

An natürlichen Oberkiefer-Prämolaren wurde der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen und Schichtstärken auf das Ermüdungsverhalten und die Bruchlast vollkeramischer Teilkronen und Veneers aus IPS e.max Press ermittelt. Als Kontrollgruppen dienten MOD-Inlay-präparierte und unpräparierte Zähne. Die Befestigung der Teilkronen erfolgte adhäsiv (Variolink® II). Alle Prüfkörper wurden einer Kausimulation mit Thermocycling unterzogen (1,2 Mio. Zyklen, 49 N, 5°/55°C) und danach in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet.

Folgende Präparationen wurden geprüft (pro Präparationsvariante n=16):

- Unpräparierte Zähne
- MOD-Inlays
- Teilkronen mit reduziertem palatinalen Höcker um 2,0 mm, 1,0 mm bzw. 0,5 mm.
- Teilkronen mit Reduktion von palatinalen (pal.) und vestibulärem (vest.) Höcker um 2,0 mm, 1,0 mm bzw. 0,5 mm
- Vollveneers: Reduktion der gesamten Kaufläche und Veneerpräparation des fazialen Segments
  - Schichtstärke okklusal 2,0 mm / faziales Segment 0,8 mm
  - Schichtstärke okklusal 1,0 mm / faziales Segment 0,6 mm
  - Schichtstärke okklusal 0,5 mm / faziales Segment 0,4 mm

### Ergebnisse:



**Abb. 8:** Mittlere Bruchlasten von unterschiedlich präparierten Teilkronen und Vollveneers an Oberkiefer-Prämolaren nach Kausimulation.

### Zusammenfassung:

- Die Überlebensrate über 1,2 Mio. Zyklen im Kausimulator beträgt für alle geprüften Prämolarenteilkronen 100 %.
- Die Bruchlasten der palatinalen Teilkronen (TK pal.) unterscheiden sich nicht signifikant von den Teilkronen bei denen die gesamte Kaufläche miteinbezogen wurde (TK pal./vest.).
- MOD-Inlay-Präparationen, sowie Vollveneers mit 2,0 mm okklusaler Schichtstärke und 0,8 mm fazialen Segment, unterscheiden sich in der Bruchlast nicht signifikant von natürlichen unpräparierten Prämolaren.
- Die Schichtstärke hat bei den palatinal reduzierten und bei den Prämolarenteilkronen mit Fassung der gesamten Kaufläche (TK pal./vest.) keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchlast.

### Referenz:

(Stappert, 2005)

**Titel der Studie: Monolithisches CAD/CAM Lithium-Disilikat im Vergleich mit verblendeten Y-TZP-Kronen: Vergleich der Ausfallarten und Zuverlässigkeit nach Ermüdung.**

**Ort der Studie:** New York University, New York, USA

**Zeitpunkt:** 2010

**Verfasser:** P.C. Guess, R.A. Zavanelli, N.R.F.A. Silva, E.A. Bonfante, P.G. Coelho, V.P. Thompson

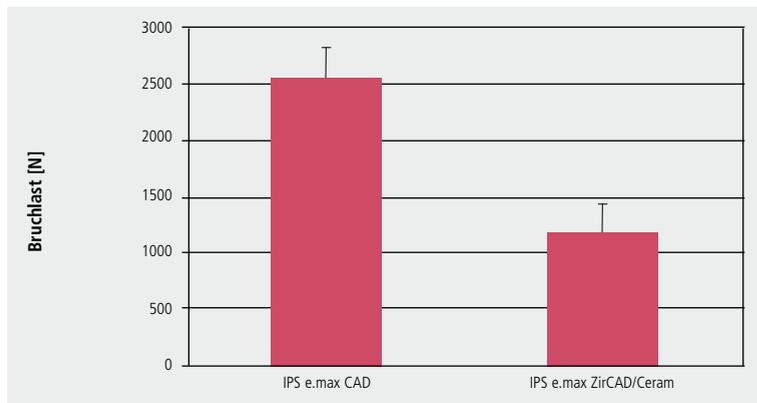
### Methode:

Das Ermüdungsverhalten („fatigue behavior“) und die Zuverlässigkeit („reliability“) monolithischer CAD/CAM-gefertigter Kronen aus IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) wurde untersucht.

**Methode I:** 19 vollanatomische Kronen wurden konstruiert und mit einem CAD/CAM-System geschliffen. Die Kronen wurden mit 5 %-iger Flusssäure 20 Sekunden geätzt, mit Monobond Plus silanisiert und mit Multilink Automix auf einen gealterten, dentin-ähnlichen Kompositstumpf adhäsiv zementiert. Die Prüfkörper wurden vor den Belastungstests mindestens sieben Tage in Wasser gelagert. Während der Belastungstests wurden die Kronen einem Stempel aus Wolframcarbid ausgesetzt, der sich vom distobukkalen Höcker 0,7 mm in linguale Richtung bewegte, um Okklusionsbewegungen zu simulieren. Drei verschiedene Stressstufen wurden angewendet, wobei die höchste Last 1000 N betrug. Mittels Stereomikroskopie mit polarisiertem Licht wurden die Kronen nach den Tests auf Schäden untersucht.

**Methode II:** Im zweiten Teil der Untersuchung wurden die Kronen einem weiteren Belastungstest („staircase r ratio fatigue“) mit 1 Million Zyklen ausgesetzt. Die Belastung variierte dabei von 90 bis 900 N, 95 bis 950 N, 100 bis 1000 N und 110 bis 1100 N.

### Ergebnisse:



**Abb. 9:** Bruchlast von IPS e.max CAD im Vergleich zu IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max Ceram.

### Zusammenfassung:

Erst bei recht hohen Kräften wiesen IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) Kronen Frakturen mit Rissen bis zum Composite-Stumpf (2576 ± 206 N) auf. Dagegen kam es bei IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>) ausschliesslich zu Frakturen in der Verblendkeramik IPS e.max Ceram (1195 ± 221 N).

### Schlussfolgerung:

Vollanatomische IPS e.max CAD-Kronen zeigten sich resistent gegen Ermüdung in zyklischen Belastungstests. Im Vergleich dazu versagen Kronen aus Zirkoniumoxid durch Frakturen im Verblendmaterial bei deutlich niedrigeren Kräften.

### Referenz:

(Guess, 2010)

**Titel der Studie:** Zuverlässigkeit von IPS e.max® CAD-Kronen mit dünner Schichtstärke und dünn verblendeten IPS e.max® CAD-Kronen.  
**Zuverlässigkeit: Kronen mit reduzierte Schichtstärke und dünn verblendetes Lithium-Disilikat im Vergleich mit VMK- und Y-TZP-Kronen.**

**Ort der Studie:** New York University, New York, USA

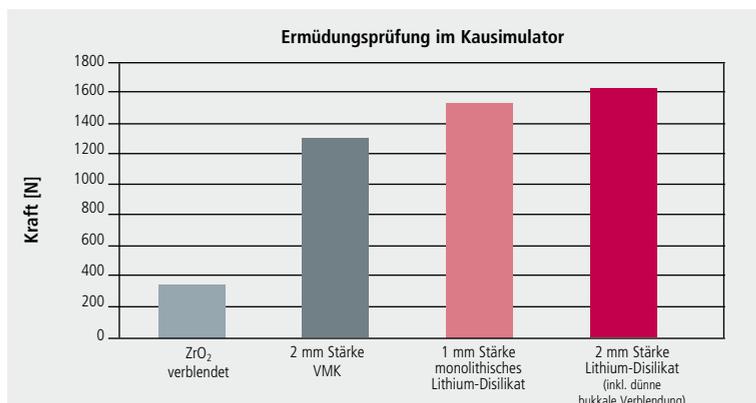
**Zeitpunkt:** 2010

**Verfasser:** N.R.F.A Silva, V.P. Thompson

### Methode:

Das Ermüdungsverhalten („fatigue behavior“) und die Zuverlässigkeit („reliability“) monolithischer CAD/CAM-gefertigter Kronen aus IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) gegenüber verblendeten Kronen aus Zirkoniumoxid und konventioneller Metallkeramik (VMK) wurde untersucht. Zum einen handelte es sich um Kronen mit einer okklusalen Stärke von 1 mm, zum anderen um Kronen mit 2 mm Stärke mit 1,5 mm Kern und 0,5 mm dünnen bukkalen Verblendung. Pro Gruppe wurden 21 Kronen konstruiert, mit einem CAD/CAM-System geschliffen und anschliessend glasiert. Die Kronen wurden mit Multilink® Automix auf einen gealterten, dentin-ähnlichen Composite-Stumpf adhäsiv zementiert. Die Prüfkörper wurden vor den Belastungstests mindestens sieben Tage in Wasser gelagert. Während der Belastungstests wurden die Kronen einem Stempel aus Wolframcarbid ausgesetzt, der sich vom distobukkalen Höcker 0,7 mm in linguale Richtung bewegte, um Okklusionsbewegungen zu simulieren. Drei verschiedene Stressstufen wurden angewendet. Mittels Stereomikroskopie mit polarisiertem Licht wurden die Kronen nach den Tests auf Schäden untersucht.

### Ergebnisse:



**Abb. 10:** Kraft anhand des Versagens nach Belastung während der Ermüdungsprüfung.

### Zusammenfassung:

Die Bruchlast von monolithischem IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) betrug 1535 N für IPS e.max CAD 1 mm und 1610 N für IPS e.max CAD 2 mm. Diese Werte sind vergleichbar mit Metallkeramik (1304 N) und höher als für überschichtetes Zirkoniumoxid (371 N) (siehe Abbildung 10). Die beobachteten Frakturen waren vollständige Frakturen für IPS e.max CAD und Chipping in den beiden anderen Gruppen. Das IPS e.max CAD-Material zeigte die höchste Zuverlässigkeit.

### Schlussfolgerung:

IPS e.max CAD-Kronen zeigten in dieser Untersuchung vergleichbar gute Werte wie der Goldstandard Metallkeramik.

### Referenz:

(Martins, 2011)

**Titel der Studie:** **Druck-, Ermüdungs- und Bruchlast von implantatgetragenen Keramikronen.**

**Ort der Studie:** Ain Sham Universität, Kairo, Ägypten / Universität Toronto, Toronto, Kanada

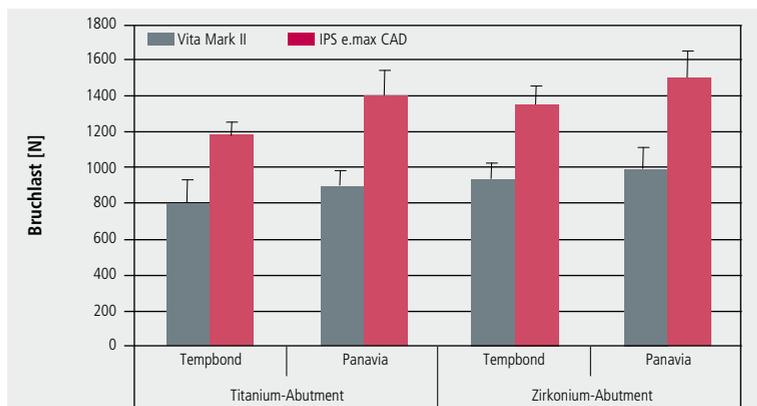
**Zeitpunkt:** 2010

**Verfasser:** A. El-Dimeery, T. Salah, A. Hamdy, O. El-Mowafy, A. Fenton

### Methode:

Insgesamt 64 Implantatreplika wurden in 8 Gruppen aufgeteilt. Verglichen wurden unterschiedliche Keramiken (Vita Mark II, IPS e.max CAD), unterschiedliche Abutments (Titan, Zirkon), sowie unterschiedliche Befestigungsmaterialien (Tempbond, Panavia). Die Molarenkronen wurden auf den Implantaten befestigt und für 24 Stunden bei 37°C in Wasser gelagert, bevor ein Belastungstest mit 55–550 N für 500.000 Zyklen unter Wasser durchgeführt wurde. Die überlebenden Prüfobjekte wurden einem Bruchtest unterzogen.

### Ergebnisse:



**Abb. 11:** Bruchlast von implantatgetragenen Kronen aus IPS e.max CAD oder Vita Mark II auf Titan- oder Zirkonabutments. Die Befestigung erfolgte jeweils entweder mit Tempbond oder Panavia.

### Zusammenfassung:

Während des Belastungstests brachen 2 Vita Mark II Kronen (1x mit Titanabutment, 1x mit Zirkonabutment, beide Male mit Tempbond befestigt). Alle anderen Prüfkörper überlebten.

Die Gruppen mit IPS e.max CAD Kronen erzielten statistisch signifikant höhere Bruchlastwerte als die Gruppen mit Vita Mark II Kronen.

### Referenz:

(El-Dimeery, 2011)

**Titel der Studie:** Bewährung einer neuen Pressglaskeramik.

**Ort der Studie:** Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

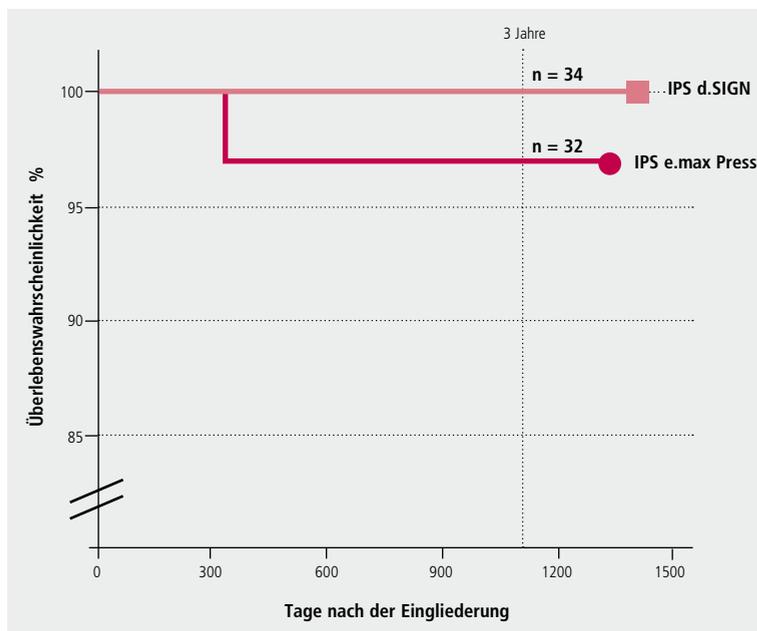
**Zeitpunkt:** 2003–2006

**Verfasser:** K. Böning

### Methode:

Eingliederung von 39 IPS e.max Press (LS<sub>2</sub>) Kronen (Testgruppe) und 40 metallkeramischen Kronen aus der hochgoldhaltigen Legierung d.SIGN® 96 und der Aufbrennkeramik IPS d.SIGN® (Kontrollgruppe) in insgesamt 63 Patienten. Die Befestigung erfolgte konventionell mit Glasionomerzement.

### Ergebnisse:



**Abb. 12:** Überlebenswahrscheinlichkeit von Kronen aus IPS e.max Press und IPS d.SIGN nach 3 Jahren.

### Zusammenfassung:

Nach einer Beobachtungszeit von 3 Jahren wurde eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 97 % in der Test- und 100 % in der Kontrollgruppe ermittelt. Der Log-Rank-Test ergab keinen signifikanten Unterschied.

### Schlussfolgerung:

Vollkeramische Kronen aus IPS e.max Press bewährten sich klinisch ebenso gut wie Kronen aus Metallkeramik.

### Referenz:

(Böning et al., 2006)

**Titel der Studie:** **Klinische Untersuchung von zwei kommerziell erhältlichen Systemen gegenüber einem experimentellen keramischen System<sup>1</sup>.**

**Ort der Studie:** King's College, London, Grossbritannien

**Zeitpunkt:** 2001–2008

**Verfasser:** T.F. Watson, M. K. Etman

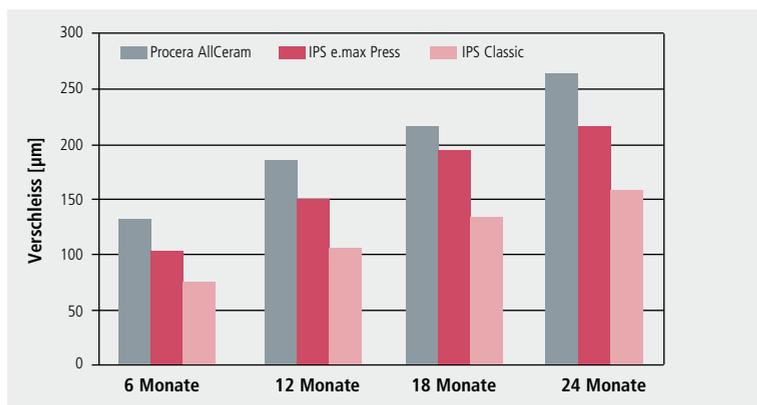
### Methode:

Untersucht wurde das klinische Verhalten von Seitenzahnkronen im Bezug auf die Abrasion. Dabei wurden drei keramische bzw. metallkeramische Materialien verglichen. Insgesamt wurden 90 Seitenzahnkronen bei 48 Patienten eingesetzt: Davon waren

- 30 IPS e.max Press-Kronen (LS<sub>2</sub>), vollanatomisch
- 30 Procera-AllCeram-Kronen (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), beschichtet
- 30 Metallkeramikronen (PFM, IPS Classic®)

Während 2 Jahren wurden in regelmässigen Abständen Abdrücke genommen und mittels einer neuen Technik der Verschleiss ermittelt.

### Ergebnisse:



**Abb. 13:** Abrasion der Keramik-kronen im Verhältnis zur Tragezeit

### Zusammenfassung:

Messungen nach 2 Jahren ergaben, dass IPS e.max Press-Kronen einen kleineren Verschleiss aufweisen als Procera-AllCeram-Kronen. Die Abrasion des Gegenzahnes ist ebenfalls kleiner. Auch nach 7 Jahren war der Verschleiss von Schmelz gegenüber IPS e.max Press-Kronen kleiner als der von Procera-AllCeram-Kronen.

### Schlussfolgerung:

Procera und IPS e.max Press bewährten sich klinisch gleich gut, aber IPS e.max Press war im Hinblick auf Abrasion überlegen. Auch wenn man den Verschleiss messtechnisch erfassen kann, fällt dieser meist weder dem Patienten noch dem Zahnarzt auf. Bei normalen Patienten (ohne Bruxismus oder erhöhtem Kaudruck) sollte das Phänomen daher nicht überbewertet werden. Bei richtiger Verarbeitung ist der Verschleiss von glaskeramischen Kronen so gering, dass die ästhetischen und biologischen Vorteile gegenüber metallischen und metallkeramischen Restaurationen überwiegen.

### Referenz:

(Etman et al., 2001; Etman and Woolford, 2010)

<sup>1</sup> zu Beginn der Studie war IPS e.max Press noch nicht kommerziell erhältlich und wurde deshalb als experimentelles keramisches System bezeichnet

**Titel der Studie:** **Prospektive klinische Studie an IPS e.max® Press- und ProCAD®-Teilkronen.**

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

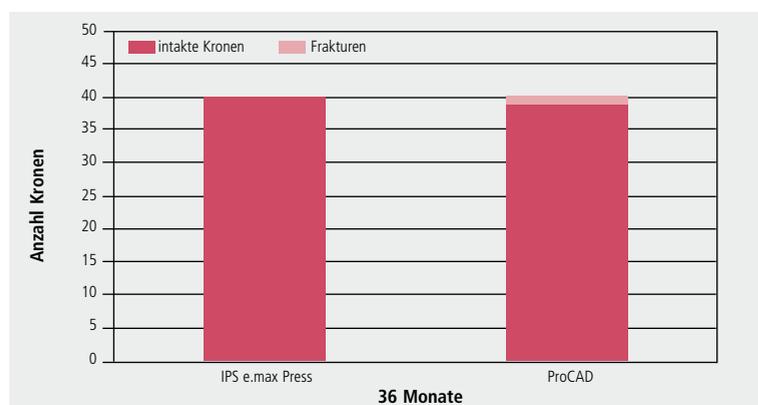
**Zeitpunkt:** 2006–2011

**Verfasser:** C. Stappert, P. C. Guess

### Methode:

Es wurden vollkeramische Kronen/Inlays aus der Lithium-Disilikat Presskeramik IPS e.max Press (n=40) und der Leuzit-Glaskeramik für die CAD/CAM Fertigung (CEREC, Sirona) ProCAD (n=40) eingegliedert. Pro Gruppe waren maximal 20 avitale Pfeilerzähne erlaubt, diese sollten durch ein vollkeramisches Stiftsystem stabilisiert werden.

### Ergebnisse:



**Abb. 14:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max Press und ProCAD nach 36 Monaten

### Zusammenfassung:

Die Überlebensrate nach 36 Monaten betrug für IPS e.max Press 100%, für ProCAD 97 %.

### Schlussfolgerung:

Vollkeramische Teilkronen sowohl aus gepresster Keramik als auch aus CAD/CAM-Fertigung stellen verlässliche Behandlungsoptionen zur Restauration grösserer Defekte im Seitenzahnbereich dar.

### Referenz:

(Guess et al., 2006; Guess et al., 2009)

**Titel der Studie:** 10-Jahres-Ergebnisse von 3-gliedrigen Brücken aus monolithischem Lithium-Disilikat (LS<sub>2</sub>).

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel, Deutschland

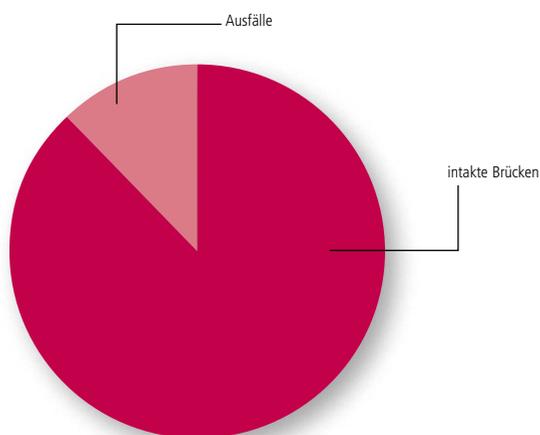
**Zeitpunkt:** 2001–2011

**Verfasser:** M. Kern, S. Wolfart

### Methode:

36 Brücken aus IPS e.max Press (LS<sub>2</sub>) wurden bei 28 Patienten eingegliedert. Die Befestigung erfolgte bei etwas mehr als der Hälfte der Kronenbrücken konventionell. Die anderen Brücken wurden adhäsiv (Variolink® II) befestigt. Ca. 90% der Restaurationen wurden im Seitenzahnbereich eingegliedert.

### Ergebnisse:



**Abb. 15:** Klinische Bewährung von Brücken aus IPS e.max Press nach 121 Monaten

### Zusammenfassung:

Nach einer mittleren Beobachtungszeit von 48 Monaten traten bei den Brücken keine Frakturen auf. Die Vierjahres-Überlebensrate nach Kaplan-Meier beträgt 100 %.

Nach 8 Jahren kam es bei zwei Brücken zu Frakturen, bei 2 weiteren (6 %) zu Abplatzungen des Verblendmaterials. Die Achtjahres-Überlebensrate nach Kaplan-Meier beträgt 93 %. In Bezug auf die parodontalen Parameter wurden beim Vergleich der Taschentiefe, Blutung bei Sondierung und Zahnbeweglichkeit zwischen Test- und Vergleichszähnen keine signifikanten Unterschiede gefunden ( $P > 0,05$ , Wilcoxon-Rangnummerntest).

Nach 10 Jahren traten insgesamt 3 Frakturen (im Molarenbereich) auf, eine weitere Restauration ging aufgrund einer Extraktion eines Zahnes aus biologischen Gründen verloren. Chipping trat bei 6,1 % der Restaurationen auf. Die Zehnjahres-Überlebensrate nach Kaplan-Meier beträgt 87,9 %.

### Schlussfolgerung:

Dreigliedrige Brücken aus IPS e.max-Lithium-Disilikat-Glaskeramik bewähren sich klinisch sowohl mit adhäsiver als auch mit konventioneller Zementierung im Seitenzahnbereich (Prämolaren). Die Überlebensrate ist vergleichbar zu Metallkeramik und besser als für andere keramische Systeme.

### Referenz:

(Wolfart et al., 2005; Wolfart et al., 2009; Kern et al., 2011)

**Titel der Studie:** **Klinische Untersuchung von verblendeten IPS e.max® Press-Kronen.**

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Aachen, Aachen, Deutschland

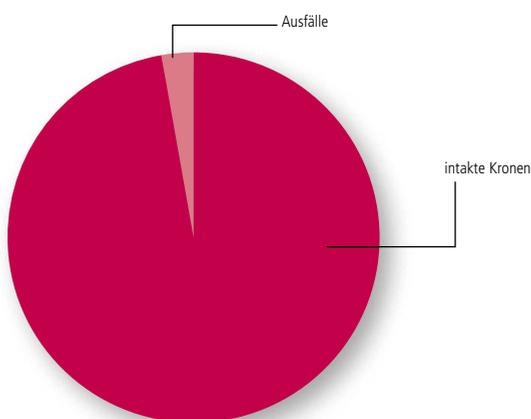
**Zeitpunkt:** 2002–2010

**Verfasser:** D. Edelhoff

### Methode:

Bei 41 Patienten wurden 104 IPS e.max Press (LS<sub>2</sub>)-Restaurationen (82 Kronen im Frontzahnbereich, 22 Kronen im Seitenzahnbereich) eingegliedert. Die Befestigung erfolgte grösstenteils (69,2%) adhäsiv (Variolink® II), in knapp einem Drittel der Fälle (30,8 %) mit Glasionomorzement (Vivaglass® CEM).

### Ergebnisse:



**Abb. 16:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max Press nach 8 Jahren

### Zusammenfassung:

Nach 8 Jahren ergab sich eine Kaplan-Meier-Überlebensrate von 92,3 %. Ein Ausfall war durch Sekundärkaries, ein anderer durch endodontische Komplikationen bedingt. Weiterhin kam es bei 2 Kronen (2,1 %) zu Abplatzungen des Verblendmaterials und bei einer Krone (1,1 %) zu marginaler Verfärbung.

### Schlussfolgerung:

Kronen aus IPS e.max-Lithium-Disilikat-Keramik bewähren sich klinisch sowohl mit adhäsiver als auch mit konventioneller Zementierung.

### Referenz:

(Gehrt et al., 2010)

**Titel der Studie:** IPS e.max® – klinische Bewährung nach 4 Jahren.

**Ort der Studie:** USA

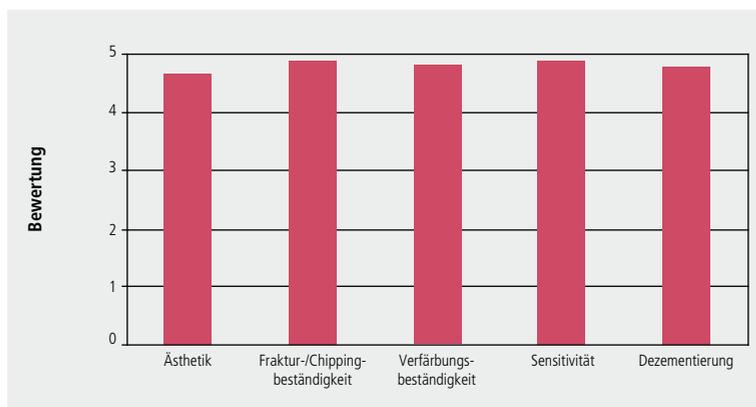
**Zeitpunkt:** 2006–2010

**Verfasser:** The Dental Advisor

### Methode:

Vier Zahnärzte gliederten 440 IPS e.max Press (LS<sub>2</sub>)-Restaurationen bei 260 Patienten ein. 236 Restaurationen konnten beim Recall (max. 4 Jahre Tragezeit) begutachtet werden. Davon waren 42 % Molarenkronen, 37 % Prämolarenkronen, 9 % Frontzahnkronen, 7 % Inlays/Onlays und 5 % Brücken. Die Befestigung erfolgte mit einem selbstadhäsiven oder einem adhäsiven Zement.

### Ergebnisse:



**Abb. 17:** Bewertung wichtiger klinischer Parameter von Restaurationen aus IPS e.max Press nach 4 Jahren.  
5: exzellent; 4: sehr gut; 3: gut; 2: ausreichend, 1: ungenügend.

### Zusammenfassung:

Unter den 236 Restaurationen wurde lediglich eine Fraktur berichtet. Abplatzungen wurden nur in 2,5 % der Restaurationen beobachtet. Auch hinsichtlich Randverfärbungen und Ästhetik wurde IPS e.max Press als exzellent bewertet.

### Schlussfolgerung:

IPS e.max Press ist ein höchst ästhetisches Material von hoher Festigkeit mit exzellenter klinischer Leistung über 4 Jahre. Es ist traditionellen Metallkeramikrestaurationen sowie vielen anderen Vollkeramiken überlegen.

### Referenz:

The Dental Advisor, 2010

**Titel der Studie:** **Klinische Bewertung von chairside-gefertigten Lithium-Disilikat-CAD/CAM-Kronen: Bericht nach 3 Jahren.**

**Ort der Studie:** University of Michigan, Ann Arbor, USA

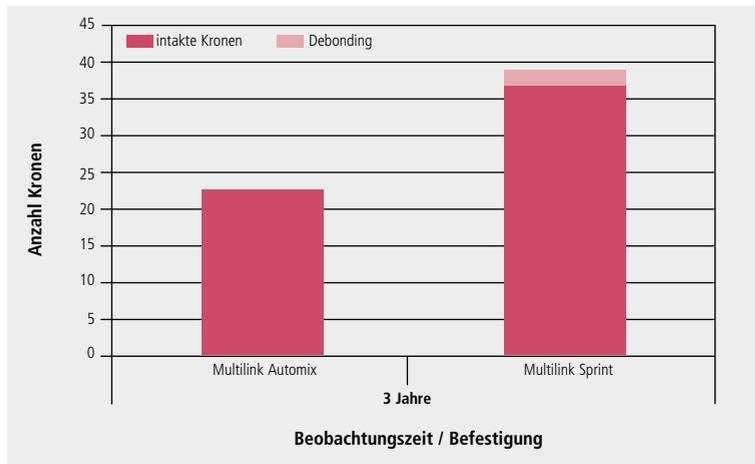
**Zeitpunkt:** 2007–2010

**Verfasser:** J. Fasbinder

### Methode:

62 IPS e.max CAD LS<sub>2</sub>-Kronen (Prämolaren und Molaren) wurden chairside auf einem CEREC 3D-Schleifgerät hergestellt und mit Multilink® Automix (n=23) adhäsiv bzw. mit Multilink Sprint selbstadhäsiv (n=39) befestigt.

### Ergebnisse:



**Abb. 18:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max CAD nach 3 Jahren.

### Zusammenfassung:

Nach einer Beobachtungszeit von bis zu 3 Jahren wurden keine Ausfälle durch Fraktur oder Chipping verzeichnet. Alle mit Multilink Automix befestigten Kronen waren klinisch akzeptabel, mit Multilink Sprint wurden 2 Fälle von Dezentementierung berichtet. Diese wurden mit Multilink Automix wieder rezementiert.

### Schlussfolgerung:

Kronen aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von 3 Jahren, es traten keinerlei Frakturen oder Abplatzungen auf.

### Referenz:

(Fasbinder et al., 2010)

**Titel der Studie:** **Vorläufige Untersuchung der kurzzeitigen Wirksamkeit von CAD/CAM-gefertigten Lithium-Disilikat-Seitenzahnkronen.**

**Ort der Studie:** RWTH Aachen, Aachen, Deutschland

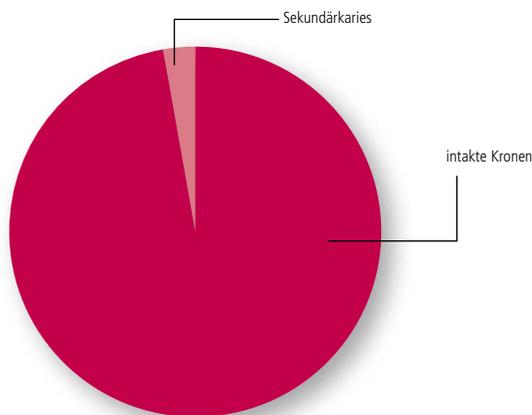
**Zeitpunkt:** 2008–2010

**Verfasser:** S. Reich

### Methode:

41 IPS e.max CAD LS<sub>2</sub>-Kronen wurden mit dem CEREC 3D-Gerät hergestellt. Die Befestigung erfolgte selbstadhäsiv mit Multilink® Sprint.

### Ergebnisse:



**Abb. 19:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max CAD nach 2 Jahren.

### Zusammenfassung:

Nach einer Beobachtungszeit von zwei Jahren wurden keine Frakturen verzeichnet, nur ein Fall von Sekundärkaries.

### Schlussfolgerung:

Kronen aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von 2 Jahren, es traten keinerlei Frakturen oder Abplatzungen auf.

### Referenz:

(Reich et al., 2010)

*Titel der Studie:* **Klinische Bewährung und Passung von gefrästen Keramikkrone.**

*Ort der Studie:* Boston University, Boston, USA

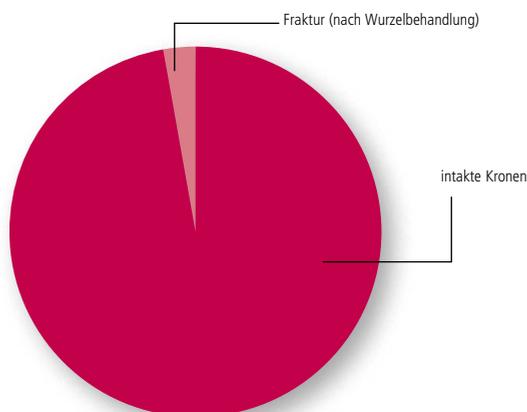
*Zeitpunkt:* 2005–2008

*Verfasser:* D. Nathanson

### **Methode:**

Bei 14 Patienten wurden 31 IPS e.max CAD LS<sub>2</sub>-Kronen, die mit IPS e.max Ceram verblendet wurden (23 Frontzahnkronen, 8 Seitenzahnkronen) mit Multilink® bzw. Multilink Automix adhäsiv eingesetzt.

### **Ergebnisse:**



**Abb. 20:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max CAD nach 3 Jahren.

### **Zusammenfassung:**

Nach einer Beobachtungszeit von bis zu 3 Jahren trat nur bei einer Krone nach einer Wurzelkanalbehandlung eine Fraktur auf.

### **Schlussfolgerung:**

Verblendete Kronen aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von 3 Jahren.

### **Referenz:**

(Nathanson, 2008)

**Titel der Studie:** **Überlebensrate und klinische Qualität von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnkronen aus Lithium-Disilikat-Keramik. Eine prospektive klinische Studie.**

**Ort der Studie:** Universität Zürich, Zürich, Schweiz

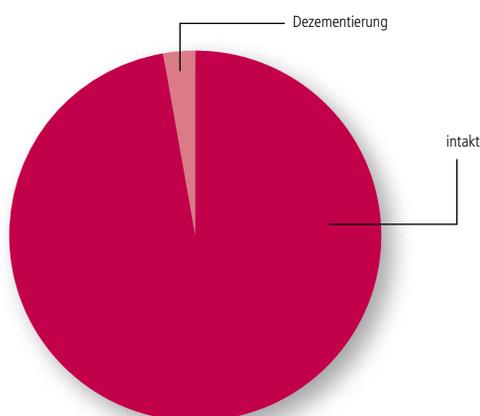
**Zeitpunkt:** 2007–2011

**Verfasser:** A. Bintl

### Methode:

Bei 37 Patienten wurden 42 IPS e.max CAD LS<sub>2</sub>-Seitenzahn-Kronen selbstadhäsiv eingesetzt.

### Ergebnisse:



**Abb. 21:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max CAD nach 2 Jahren.

### Zusammenfassung:

Bei der 2-Jahres-Nachuntersuchung konnten 37 Kronen bewertet werden. Es traten keine Frakturen oder Abplatzungen auf. Es kam lediglich bei einer Krone zu einer Dezementierung. Die Krone war intakt und wurde mit Multilink® Automix rezementiert.

### Schlussfolgerung:

Seitenzahnkronen aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von 2 Jahren.

### Referenz:

(Bintl, 2011)

*Titel der Studie:* **Klinische Studie zu IPS e.max® CAD-Seitenzahnkronen.**

*Ort der Studie:* Pacific Dental Institute, Portland, Oregon, USA

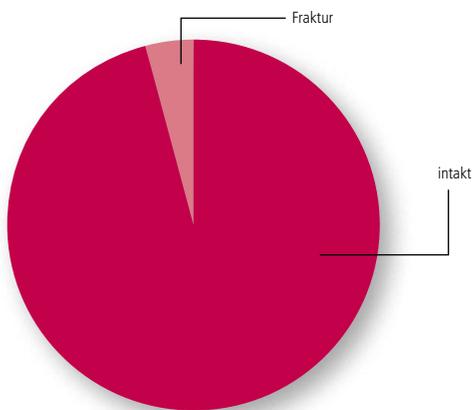
*Zeitpunkt:* 2006–2009

*Verfasser:* J. A. Sorensen, R. Trotman, K. Yokoyama

#### **Methode:**

30 IPS e.max CAD LS<sub>2</sub>-Seitenzahnkronen wurden mit IPS e.max Ceram verblendet und in 27 Patienten mit Multilink® adhäsiv eingesetzt.

#### **Ergebnisse:**



**Abb. 22:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max CAD nach 2 Jahren.

#### **Zusammenfassung:**

Nach einer Beobachtungszeit von 2 Jahren brachen zwei Kronen.

#### **Schlussfolgerung:**

Verblendete Kronen aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von 2 Jahren.

#### **Referenz:**

(Sorensen et al., 2009b)

**Titel der Studie: Ermittlung des Abrasionsverhaltens von Zahnschmelz und Keramikrestorationen (Kronen) im klinischen Einsatz.**

**Ort der Studie:** University of Florida

**Zeitpunkt:** 2005–2008

**Verfasser:** J.F. Esquivel-Upshaw, K. J. Anusavice, W. Rose, E. Oliveira

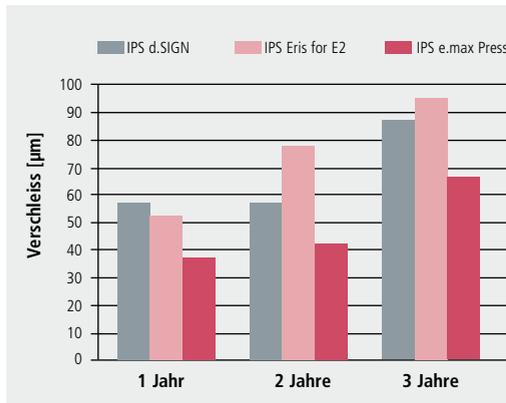
**Methode:**

Bei 31 Patienten wurden gesamthaft 36 Metallkeramik- und Vollkeramikronen eingesetzt. Die Kronen wurden in drei Gruppen eingeteilt:

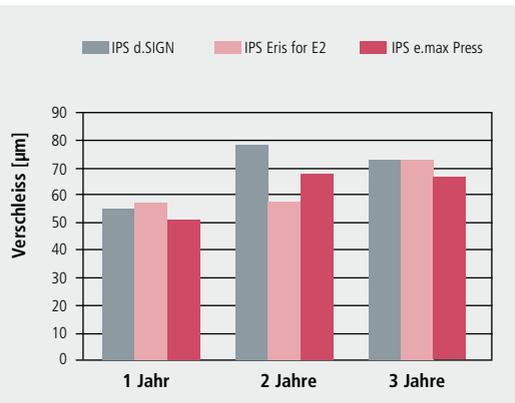
- Metallkeramikronen (IPS d.SIGN; n=12)
- IPS Empress 2-Kronen mit IPS Eris for E2 verblendet (n=12)
- IPS e.max Press-Kronen glasiert (n=12)

Die Befestigung der Vollkeramikronen erfolgte mit Variolink® II. Die Metallkeramikronen wurden mit RelyX Unicem zementiert. Bei Baseline und jedem Recall wurden Fotos gemacht und Abdrücke mit einem additionshärtenden Vinylpolysiloxan genommen, um später den Abrieb zu bestimmen.

**Ergebnisse:**



**Abb. 23:** Abrasion der Keramikronen im Verhältnis zur Tragezeit



**Abb. 24:** Antagonisten-Abrasion im Verhältnis zur Tragezeit

**Zusammenfassung:**

Auswertungen des Schmelzabriebs zeigten nur einen schwachen Zusammenhang zwischen Abrieb und maximaler Beisskraft. Dies weist darauf hin, dass für den Abrieb andere Faktoren einen dominanten Einfluss ausüben. Die Gegenzahnabration war für alle Materialien höher als beim natürlichen Zahn (Schmelz/Schmelz), jedoch für IPS e.max Press vergleichbar oder niedriger als für andere Materialien (siehe Abbildung). Der Verschleiss der Keramikronen war für IPS e.max Press geringer als für andere Keramiken (siehe Abbildung).

**Schlussfolgerung:**

Die höhere Festigkeit von IPS e.max Press bedeutet nicht automatisch eine höhere Abtragung des Gegenzahns.

**Referenz:**

(Esquivel-Upshaw et al., 2008)

**Titel der Studie:** **Klinische Bewährung von CAD/CAM-gefertigten Lithium-Disilikat-Restaurationen.**

**Ort der Studie:** Ludwig-Maximilian-Universität München, München, Deutschland

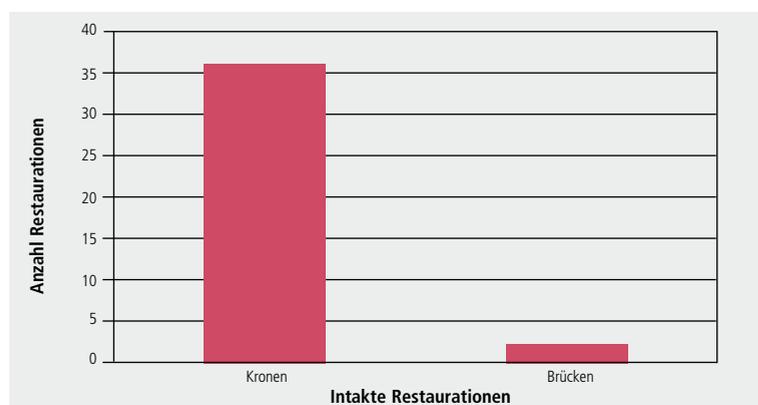
**Zeitpunkt:** 2007–2011

**Verfasser:** F. Beuer

### Methode:

Es wurden 38 vollanatomische bzw. teilreduzierte IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>)-Restaurationen mittels KaVo Everest (36 Kronen, 2 Frontzahnbrücken) hergestellt und mit IPS e.max Ceram verblendet. Die Befestigung erfolgte selbstadhäsiv mit Multilink® Sprint und Multilink Automix.

### Ergebnisse:



**Abb. 25:** Klinische Bewährung von Kronen und Brücken aus IPS e.max CAD nach 4 Jahren.

### Zusammenfassung:

Nach einer mittleren Beobachtungszeit von vier Jahren wurden bei den bisher eingesetzten Restaurationen keine Ausfälle berichtet.

### Schlussfolgerung:

Kronen und Frontzahnbrücken aus IPS e.max CAD bewährten sich über einen Zeitraum von vier Jahren.

### Referenz:

(Richter et al., 2009; Beuer 2011)

**Titel der Studie:** **Klinische Bewährung von IPS e.max® CAD-on-Restaurationen (Lithium-Disilikat gefügt auf eine Zirkoniumoxid-Gerüst) nach 12 Monaten.**

**Ort der Studie:** F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

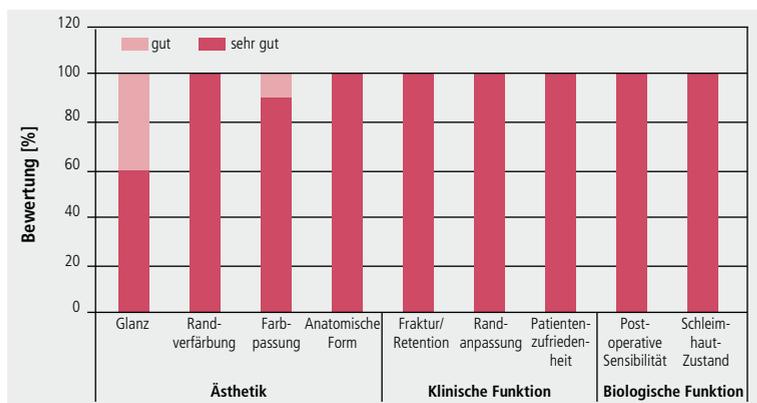
**Zeitpunkt:** 2009–2011

**Verfasser:** R. Watzke, A. Peschke, J.F. Roulet

### Methode:

25 Restaurationen (20 Kronen, 5 dreigliedrige Brücken) wurden mit einer neuen CAD/CAM-Technik hergestellt. Die Gerüste wurden aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>) geschliffen, die Verblendungen aus IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>). Gerüst und Verblendung wurden mittels Ivomix und IPS e.max CAD Crystall./Connect verbunden. Die Zementierung erfolgte konventionell.

### Ergebnisse:



**Abb. 26:** Klinische Bewährung von Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD („CAD-on“) nach 12 Monaten.

### Zusammenfassung:

Nach 12 Monaten wurden die IPS e.max CAD-on Restaurationen für alle klinischen Parameter (Ästhetik, Funktion, biologische Parameter) mit sehr gut bis gut bewertet.

### Schlussfolgerung:

Die IPS e.max CAD-on-Technik ermöglicht zuverlässige Restaurationen mit hoher Ästhetik, die nach 12 Monaten Beobachtungszeit auch klinisch überzeugen. IPS e.max CAD-on-Restaurationen sind sehr gut geeignet für implantatgetragene Kronen und 3-gliedrige Brücken.

### Referenz:

(Watzke et al., 2011)



IPS **e.max**<sup>®</sup>  
Zirkoniumoxid  
(ZrO<sub>2</sub>)

*in-vitro-Studien*  
*in-vivo-Studien*

**Titel der Studie: Einfluss von Verblindtechniken auf das Versagensverhalten und die Dauerbelastbarkeit von Y-TZP-Dreischichtsystemen.**

**Ort der Studie:** New York University, New York, USA

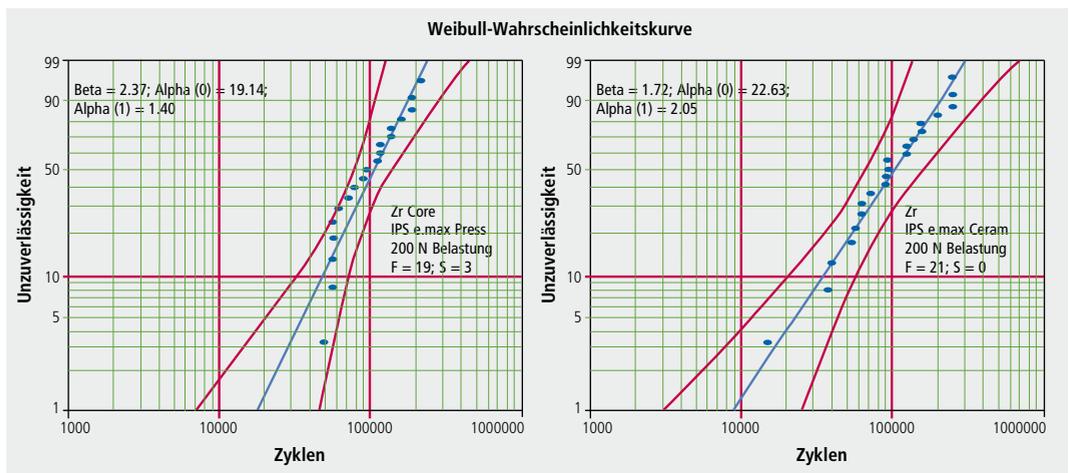
**Zeitpunkt:** 2009

**Verfasser:** P.C. Guess, Y. Zhang, Prof. V.P. Thompson

**Methode:**

CAD/CAM-Y-TZP-Zirkoniumoxidplättchen (12 x 12 x 0,7 mm) wurden mit einer Wachs ausschmelz- Presstechnik (IPS e.max ZirPress, Testgruppe, n=24) bzw. einer Schichttechnik (IPS e.max Ceram, Kontrollgruppe, n=24) verblindet. Nach der adhäsiven Befestigung (Alloy Primer und Panavia 21) auf Kompositblöcken (12 x 12 x 4 mm, Z-100) wurden die Prüfkörper vor den Ermüdungstests sieben Tage in Wasser gelagert. Die dreischichtigen Prüfkörper wurden in einem Kausimulation-Stufen-Belastungstest mit einem kugelförmigen Wolframcarbid-Belastungskörper (R=3, 18 mm) belastet und drei unterschiedlichen Profilen (EL-3300, Bose/Enduratedc) unterzogen, bis die Risse die Verbundzone zwischen Verblind- und Gerüstkeramik erreichten. Alle Prüfkörper wurden im Winkel von 30° in Relation zur Belastungsachse angeordnet, um die Höckerneigung im Seitenzahnbereich zu simulieren. Die stufenförmigen Belastungsprofile wurden anhand der initialen Bruchfestigkeit ermittelt.

**Ergebnisse:**



**Abb. 27:** Weibull-Wahrscheinlichkeitskurve für IPS e.max ZirCAD, verblindet mit IPS e.max ZirPress (links) bzw. IPS e.max Ceram (rechts).

Blaue Punkte: Datenpunkte; rote Linie: beidseitige Konfidenzintervalle bei 90 %. 19 (ZirPress) bzw. 21 Prüfkörper (Ceram) versagten (F).

**Zusammenfassung:**

Die Dauerbelastbarkeit von verblindetem Zirkoniumoxid war bei stufenförmiger Materialermüdung für gepresste und geschichtete Verblindungen vergleichbar. Frakturen wurden nur oberflächlich in der Verblindung beobachtet. Gerüstfrakturen traten nicht auf.

**Schlussfolgerung:**

Die Dauerbelastbarkeit von IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>) ist unabhängig von der Art der Verblindung (überpresst oder geschichtet).

**Referenz:**

(Guess, 2009)

**Titel der Studie:** Bruchlast von Vollkeramik-Kronen.

**Ort der Studie:** Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Kiel, Deutschland

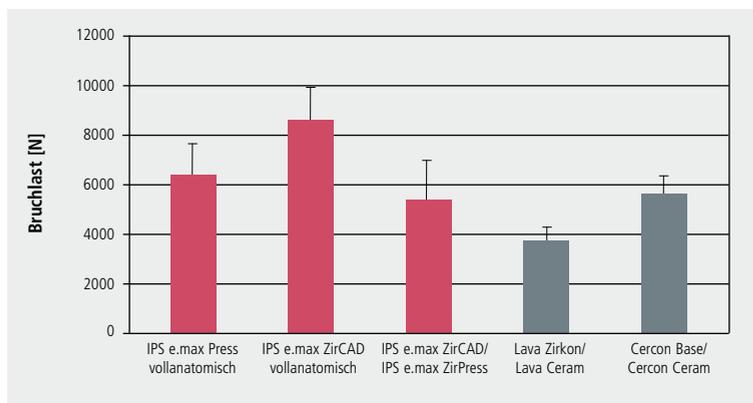
**Zeitpunkt:** 2011

**Verfasser:** M. Steiner, M. Sasse, Prof. M. Kern

### Methode:

Es wurde ein Modellstumpf hergestellt, auf dem eine Modellkrone mit einer standardisierten anatomischen Kaufläche und einer okklusalen Schichtstärke von 2,0 mm (Höcker) bzw. 1,5 mm (Fissuren) aufgewachst und eingescannt wurde. Aus Acryl-Kunststoff wurden mehrere identische Kronenmodelle gefräst und zur Herstellung der Lithium-Disilikat Presskronen (IPS e.max Press) verwendet. Die Herstellung der CAD-gefertigten ZrO<sub>2</sub>-Kronen (IPS e.max ZirCAD, Lava Zirconia, Cercon Base) erfolgte analog durch Einscannen und Fräsen aus den jeweiligen Materialien. Bei der Herstellung verblendeter Kronen betrug die okklusale Stärke des Verblendmaterials 1,0 mm bzw. 0,8 mm; die Verblendung mit LavaCeram bzw. Cercon Ceram / Überpressen mit IPS e.max ZirPress erfolgte nach Herstellerangaben. Die Kronen wurden mit Multilink® Automix adhäsiv auf Metallstümpfen befestigt. Vor den Belastungstests wurden die Prüfkörper für 3 Tage bei 37°C in Wasser gelagert. Pro Materialgruppe wurden dann 8 Prüfkörper in einen Willytec-Kausimulator eingesetzt und einer zyklischen Auflast ausgesetzt. Die Gewichtsbelastung steigerte sich alle 100.000 Zyklen (3, 5, 9, 11 kg); insgesamt betrug die Zahl der Zyklen 400.000. Alle unversehrten Prüfkörper wurden dann in einer Universalprüfmaschine bis zum vollständigen Versagen belastet.

### Ergebnisse:



**Abb. 28:** Bruchlast vollkeramischer Kronen aus verschiedenen Materialien.

### Zusammenfassung:

Während der dynamischen Belastung traten keinerlei Abplatzungen auf. Die Bruchlast von vollanatomisches IPS e.max Press liegt im selben Bereich wie die Werte von verblendetem Zirkoniumoxid.

### Schlussfolgerung:

Die IPS e.max Materialien halten nicht nur den physiologischen Kräften im Seitenzahnbereich, die im Bereich von 300 bis 1000 N liegen, stand, sondern verfügen zusätzlich über eine ausreichende Sicherheitsreserve, um auch ungewollte Überlastungen zu tolerieren.

### Referenz:

(Steiner et al., 2011)

**Titel der Studie: Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchlast von Zirkoniumdioxid-Restaurationen.**

**Ort der Studie:** Ludwig-Maximilian-Universität München, München, Deutschland

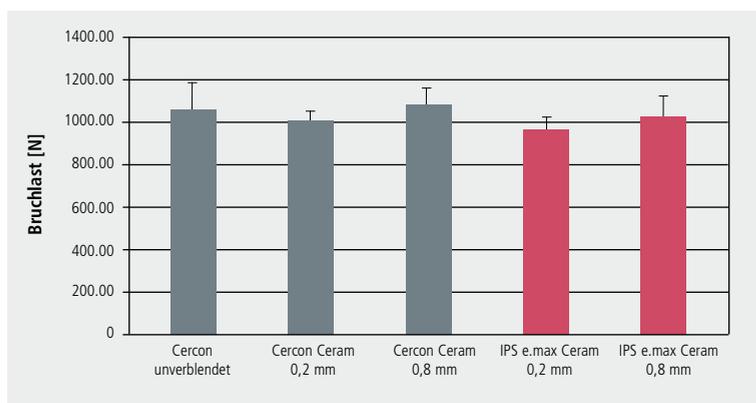
**Zeitpunkt:** 2004

**Verfasser:** F. Beuer, T. Kerler, K. Erdelt, J. Schweiger, M. Eichberger, W. Gernet

**Methode:**

60 kreisrunde Prüfkörper aus Cercon smart ceramics (ZrO<sub>2</sub>) wurden nach Anforderungen des biaxialen Bruchversuchs aufbereitet. 12 Proben blieben unverblendet, jeweils 24 wurden mit der Schichtstärke 0,2 mm und 0,8 mm und davon jeweils 12 mit der Hersteller-Verblendkeramik für ZrO<sub>2</sub>-Gerüste (Cercon Ceram S) beziehungsweise IPS e.max Ceram verblendet. Alle Proben wurden in der Universalprüfmaschine mit der Verblendung in der Zugzone getestet.

**Ergebnisse:**



**Abb. 29:** Bruchlast von unverblendeten und verblendeten Cercon-ZrO<sub>2</sub>-Prüfkörpern.

**Zusammenfassung:**

Nicht verblendete Prüfkörper wiesen im Mittel eine Bruchlast von 1066 N auf. Bei einer Verblendstärke von 0,8 mm gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der Verblendung mit IPS e.max Ceram und Cercon Ceram S.

**Schlussfolgerung:**

Das Verblendmaterial IPS e.max Ceram hat keinen negativen Einfluss auf die Bruchlast von Zirkoniumoxidgerüsten.

**Referenz:**

(Beuer et al., 2004)

**Titel der Studie:** Bruchlast von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken.

**Ort der Studie:** Universitätsklinikum Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

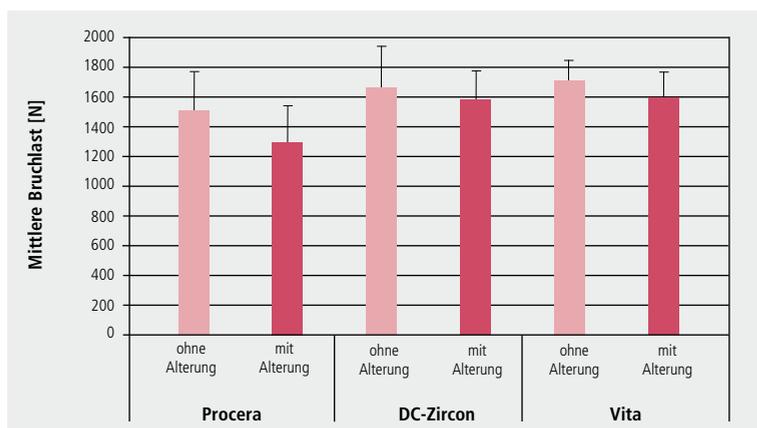
**Zeitpunkt:** 2006

**Verfasser:** K. Stamouli, S. Smeekens, W. Att, Prof. J.R. Strub

### Methode:

96 Zähne (48 UK-Prämolaren, 48 UK-Molaren) wurden beschliffen und mit einem künstlichen parodontalen Ligament fixiert. Nach Abformung und Modellherstellung wurden 48 dreigliedrige Brücken aus drei verschiedenen ZrO<sub>2</sub>-Materialien angefertigt (n=16 pro Material). Gruppe 1: Procera Zirconia, Gruppe 2: DC-Zirkon, Gruppe 3: Vita In-Ceram YZ. Alle Gerüste wurden mit IPS e.max Ceram verblendet und mit Ketac Cem konventionell zementiert. Die Hälfte der Prüfkörper wurde künstlich gealtert. Anschliessend wurden alle Brücken bis zum Bruch in einer Universalprüfmaschine (Zwick) belastet.

### Ergebnisse:



**Abb. 30:** Bruchlast von ZrO<sub>2</sub>-Brücken, mit IPS e.max Ceram verblendet, vor und nach künstlicher Alterung.

### Zusammenfassung:

Alle Brücken hielten der dynamischen Kaubelastung stand. Es wurden keine Frakturen oder Abplatzungen der Verblendung beobachtet. Ohne Alterung unterschieden sich die Bruchlasten der unterschiedlichen Materialien nicht, jedoch gab es Unterschiede in der Bruchlast nach Alterung (siehe Abbildung).

### Schlussfolgerung:

IPS e.max Ceram ermöglicht zuverlässige Verblendungen von Zirkoniumoxidbrücken.

### Referenz:

(Stamouli et al., 2006)

*Titel der Studie:* **Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik.**

*Ort der Studie:* Universität Zürich, Zürich, Schweiz

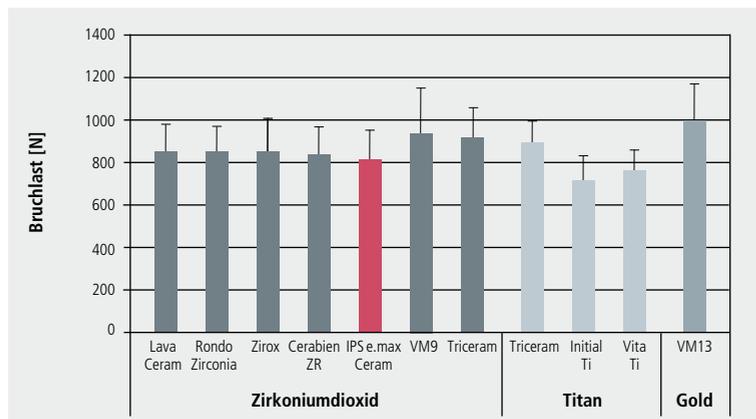
*Zeitpunkt:* 2008

*Verfasser:* B. Stawarczyk, J. Fischer

### Methode:

Formidentische Gerüste aus Titan und Lava-Zirkoniumoxid (11 Serien à 10 Prüfkörper) wurden hergestellt und mit geeigneten Verblendkeramiken verblendet. Zur Verblendung für die ZrO<sub>2</sub>-Gerüste wurde unter anderem IPS e.max Ceram verwendet. Als Kontrollgruppe dienten konventionelle, verblendete Gold-Kronen aus Degudent U VM13. Die verblendeten Kronen wurden auf einen Metallstumpf zementiert und in einer Prüfvorrichtung im 45°-Winkel bis zum Bruch belastet.

### Ergebnisse:



**Abb. 31:** Bruchlast von verblendeten Prüfkörpern aus ZrO<sub>2</sub>, Titan oder Gold.

### Zusammenfassung:

IPS e.max Ceram erreichte auf ZrO<sub>2</sub>-Gerüsten vergleichbar gute Bruchlastwerte wie andere Verblendmaterialien. Verblendetes Zirkoniumoxid lag im Bereich konventioneller Metallkeramik.

### Schlussfolgerung:

Die Bruchlast von verblendeten Zirkoniumoxidkronen ist vergleichbar der von verblendeten Metallkronen.

### Referenz:

(Stawarczyk and Fischer, 2008)

**Titel der Studie:** Hochfestes, CAD/CAM-gefertigtes Verblendmaterial gesintert auf Zirkoniumoxid-Gerüste: Eine neue Herstellmethode für Vollkeramik-Restaurationen.

**Ort der Studie:** Ludwig-Maximilian-Universität München, München, Deutschland

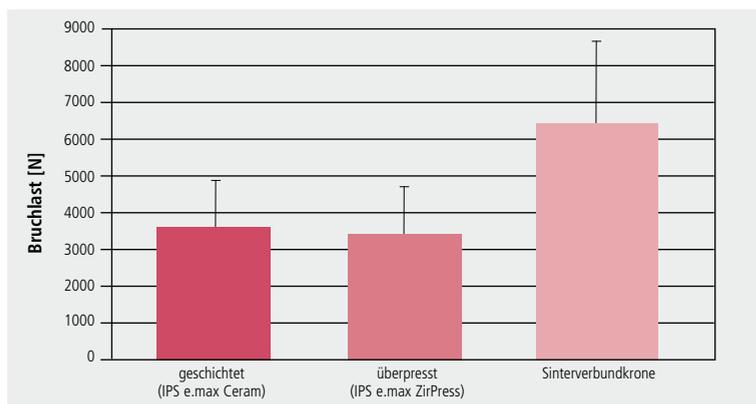
**Zeitpunkt:** 2009

**Verfasser:** F. Beuer, J. Schweiger, M. Eichberger, H.F. Kappert, W. Gernet, D. Edelhoff

### Methode:

Auf einem zweiten OK-Molaren wurde eine 360°-Hohlkehl-Präparation mit einer Stufe von 1,2 mm angefertigt und 15-mal mit einer Kobalt-Chrom-Legierung dubliert. 45 Zirkoniumoxid-Käppchen wurden aus IPS e.max ZirCAD hergestellt und in drei Gruppen aufgeteilt. Die erste Gruppe wurde konventionell in der Schichttechnik mit IPS e.max Ceram verblendet, die zweite wurde mit IPS e.max ZirPress überpresst, für die dritte wurde eine hochfeste, anatomisch geformte Verblendkappe mittels CAD/CAM aus IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>) hergestellt und auf das ZrO<sub>2</sub> gesintert (Sinterverbundkrone). Alle Kronen wurden konventionell zementiert und in einer Universalprüfmaschine bis zum klinischen Versagen belastet.

### Ergebnisse:



**Abb. 32:** Bruchlast von Kronen aus IPS e.max ZirCAD, verblendet mit IPS e.max Ceram, IPS e.max ZirPress oder IPS e.max CAD-on (Sinterverbundkrone).

### Zusammenfassung:

Die Bruchlasten der geschichteten und der überpressten Kronen waren ähnlich, die Werte der Sinterverbundkrone (IPS e.max CAD-on) lagen deutlich höher.

### Schlussfolgerung:

Die Sinterverbundkronen (IPS e.max CAD-on) waren der Schicht- sowie der Überpresstechnik in Bezug auf Bruchlast überlegen.

### Referenz:

(Beuer et al., 2009)

**Titel der Studie:** Klinische Bewährung von IPS e.max® Ceram auf IPS e.max® ZirCAD.

**Ort der Studie:** Dental Clinical Research Center, University of Iowa, Iowa City, USA

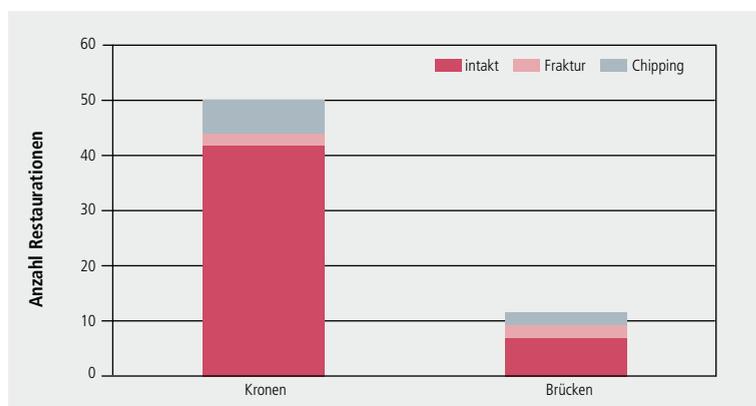
**Zeitpunkt:** 2005–2009

**Verfasser:** C. Stanford

### Methode:

Eingliederung von 50 Kronen und 11 Brücken aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>), beschichtet mit IPS e.max Ceram.

### Ergebnisse:



**Abb. 33:** Klinische Bewährung von IPS e.max ZirCAD/Ceram-beschichteten Restaurationen nach 36 Monaten.

### Zusammenfassung:

In einem Beobachtungszeitraum nach 36 Monaten sind bei den Kronen zwei Frakturen und 5 Abplatzungen im Verblendmaterial (Chippings) aufgetreten, die jedoch alle durch Polieren repariert werden konnten. Bei den Brücken wurden zwei Frakturen (davon eine Dezementierung mit Neuanfertigung) und zwei Fälle von Chipping berichtet. Auch hier waren die Abplatzungen durch Polieren in situ reparierbar und machten keinen Ersatz der Restauration nötig.

### Schlussfolgerung:

Restaurationen aus IPS e.max ZirCAD, die mit IPS e.max Ceram beschichtet wurden, bewährten sich klinisch.

### Referenz:

(Stanford, 2009)

*Titel der Studie:* **Klinische Bewährung von IPS e.max® Ceram auf IPS e.max® ZirCAD.**

*Ort der Studie:* Pacific Dental Institut, Portland, USA

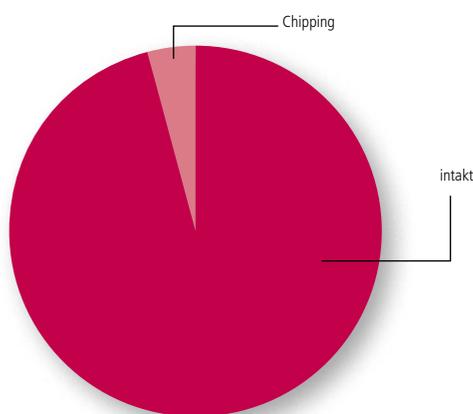
*Zeitpunkt:* 2004–2009

*Verfasser:* J. A. Sorensen

### Methode:

Eingliederung von 20 Brücken aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>), die mit IPS e.max Ceram beschichtet wurden.

### Ergebnisse:



**Abb. 34:** Klinische Bewährung von Brücken aus IPS e.max ZirCAD, mit IPS e.max Ceram beschichtet.

### Zusammenfassung:

Bei einem Beobachtungszeitraum von  $46,7 \pm 5$  Monaten traten keine absoluten Misserfolge auf. Die Überlebensrate beträgt 100 %. Es wurden 2 kleine (kohäsive) Abplatzungen innerhalb der Verblendkeramik berichtet.

### Schlussfolgerung:

Die klinische Leistungsfähigkeit von IPS e.max ZirCAD ZrO<sub>2</sub>-Brücken ist mit einer Überlebensrate von 100 % sehr gut.

### Referenz:

(Sorensen et al., 2009a)

**Titel der Studie:** **Klinische Beurteilung von CAD/CAM-gefertigten Zirkoniumoxid-Keramikronen und Brücken.**

**Ort der Studie:** University of Michigan, Ann Arbor, USA

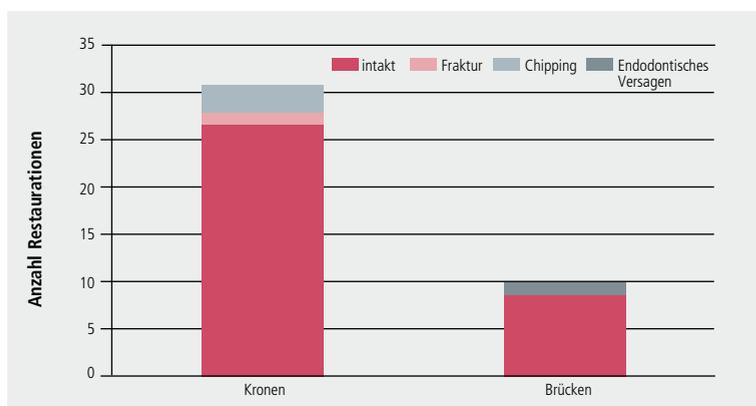
**Zeitpunkt:** 2005–2009

**Verfasser:** D. J. Fasbinder

### Methode:

Eingliederung von 31 Kronen und 10 Brücken aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>), überpresst mit IPS e.max ZirPress.

### Ergebnisse:



**Abb. 35:** Klinische Bewährung von Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD, mit IPS e.max ZirPress überpresst.

### Zusammenfassung:

Nach einer Beobachtungszeit von bis zu 3 Jahren wurden 3 Brüche im Verblendmaterial der Kronen berichtet. Bei einer Krone versagte das Gerüst und machte einen Ersatz nötig. Bei den Brücken gab es nur ein Versagen auf Grund einer endodontischen Behandlung.

### Schlussfolgerung:

Restaurationen aus IPS e.max ZirCAD, überpresst mit ZirPress, zeigten ein sehr gutes klinisches Verhalten.

### Referenz:

(Fasbinder and Dennison, 2009)

**Titel der Studie:** **Klinische Studie zu vollkeramischen Restaurationen aus Zirkoniumoxid-Keramik verblendet mit einer neuen Verblendkeramik.**

**Ort der Studie:** Ludwig-Maximilian-Universität München, München, Deutschland

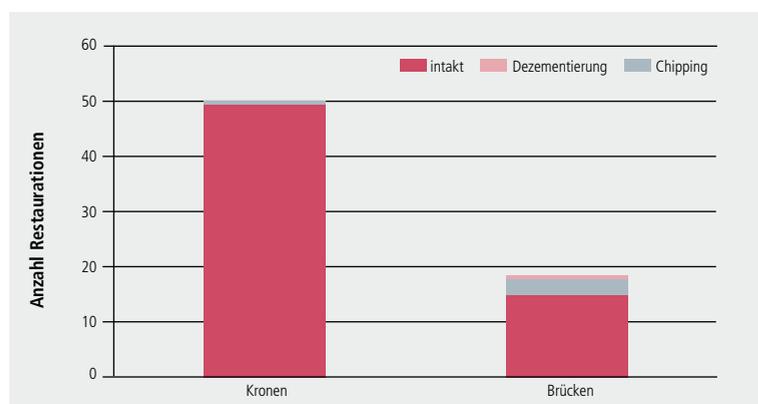
**Zeitpunkt:** 2005–2009

**Verfasser:** F. Beuer, W. Gernet

### Methode:

Eingliederung von 50 Kronen und 18 Brücken (3- bis 4-gliedrig) aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>), verblendet mit IPS e.max Ceram.

### Ergebnisse:



**Abb. 36:** Klinische Bewährung von Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD, beschichtet mit IPS e.max Ceram nach 5 Jahren.

### Zusammenfassung:

Nach einer Beobachtungszeit von bis zu fünf Jahren gab es keine Ausfälle bei den Kronen, lediglich eine Abplatzung der Verblendkeramik. Bei den Brücken wurden 5 Fälle von Chipping berichtet. Ausserdem kam es in einem Fall zu wiederholter Dezementierung, die dazu führte, dass die Brücke neu angefertigt und als Versagen bewertet wurde. 98,5 % der Restaurationen sind noch im klinischen Einsatz.

### Schlussfolgerung:

Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD zeigten eine sehr gute klinische Leistung, keine der Restaurationen brach im Studienzeitraum von 5 Jahren.

### Referenz:

(Beuer et al., 2010; Beuer, 2011)

*Titel der Studie:* **Klinische Effizienz von dreigliedrigen VMK-, Zirkoniumoxid- und Aluminiumoxid-Seitenzahnbrücken.**

*Ort der Studie:* CR Foundation, Provo, USA

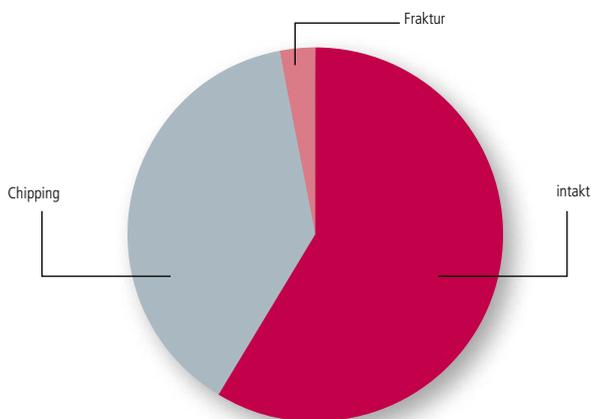
*Zeitpunkt:* 2006–2008

*Verfasser:* R. Christensen

### Methode:

293 dreigliedrige Brücken aus Metall- bzw Keramikgerüsten wurden u. a. mit IPS e.max ZirPress (n=33) verblendet und von 116 Zahnärzten eingesetzt. Bei regelmässigen Recalls wurden die Restaurationen auf ästhetische und funktionelle Parameter überprüft.

### Ergebnisse:



**Abb. 37:** Klinische Bewährung von Restaurationen aus IPS e.max ZirCAD überpresst mit IPS e.max ZirPress nach 2 Jahren.

### Zusammenfassung:

Von den 33 Brücken aus IPS e.max ZirCAD, verblendet mit IPS e.max ZirPress, wurde nach einer Beobachtungszeit von 2 Jahren 1 Brücke wegen Fraktur der Verblendung ersetzt. Es traten eine Zahl von kleineren Abplatzungen auf, die aber problemlos in situ repariert werden konnten und keinen Austausch der Restauration erforderlich machten. (Anmerkung: Auch bei Zirkoniumoxid-Restaurationen anderer Hersteller traten in dieser Studie zahlreiche Chippings auf).

### Schlussfolgerung:

Die Überlebensrate von IPS e.max ZirCAD, verblendet mit IPS e.max ZirPress, betrug nach 2 Jahren 97 %.

### Referenz:

(Christensen RJ, 2008)

*Titel der Studie:* **Klinische Beurteilung eines selbstadhäsiven Befestigungscomposites mit Vollkeramik-Kronen.**

*Ort der Studie:* The State University of New York, Buffalo, USA

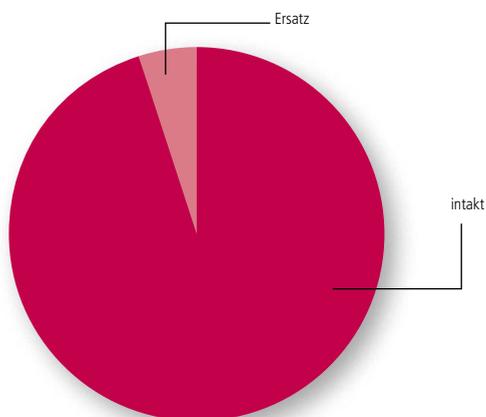
*Zeitpunkt:* 2006–2009

*Verfasser:* C. A. Muñoz

#### **Methode:**

42 Kronen aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>), verblendet mit IPS e.max Ceram oder IPS e.max ZirPress, wurden mit einem selbst-adhäsiven Befestigungscomposite befestigt.

#### **Ergebnisse:**



**Abb. 38:** Klinische Bewährung von Kronen aus IPS e.max ZirCAD.

#### **Zusammenfassung:**

Nach 2 Jahren mussten lediglich 2 Kronen auf Grund von Verblendfrakturen ersetzt werden.

#### **Schlussfolgerung:**

Die Studie bestätigt die klinische Eignung von verblendetem IPS e.max ZirCAD für den Einsatz als Kronenmaterial.

#### **Referenz:**

(Munoz, 2009)

*Titel der Studie:* **Vergleich von Brücken aus IPS e.max® ZirCAD verblendet mit IPS e.max® Ceram bzw. IPS e.max® ZirPress.**

*Ort der Studie:* Universität Zürich, Zürich, Schweiz

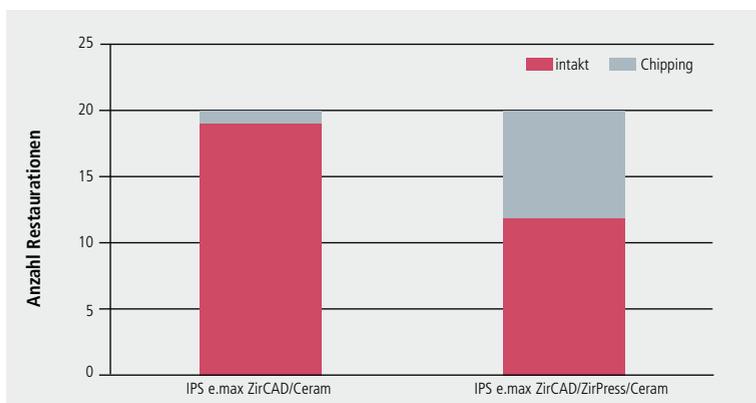
*Zeitpunkt:* 2005–2008

*Verfasser:* I. Sailer und A. Bindl

### Methode:

Eingliederung von 40 Restaurationen aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>) Gerüsten. Davon wurden 20 mit IPS e.max Ceram beschichtet, und je 10 mit IPS e.max ZirPress bzw. IPS e.max ZirPress und IPS e.max Ceram verblendet.

### Ergebnisse:



**Abb. 39:** Klinische Bewährung von Brücken aus IPS e.max ZirCAD mit unterschiedlicher Verblendung (IPS e.max Ceram oder IPS e.max ZirPress) nach 19,4 Monaten.

### Zusammenfassung:

Nach einer mittleren Beobachtungszeit von 19,4 Monaten traten keine Gerüstfrakturen auf. Es wurden mehrere lokale Chippings berichtet, die durch Beschleifen ausgebessert werden konnten.

### Schlussfolgerung:

Brücken aus IPS e.max ZirCAD bewährten sich über einen Zeitraum von 19,4 Monaten, es traten keinerlei Frakturen auf. Die Überlebensrate von IPS e.max ZirCAD, verblendet mit IPS e.max ZirPress, betrug nach 2 Jahren 97 %.

### Referenz:

(Hicklin et al., 2008)

**Titel der Studie:** **Klinische Bewährung von IPS e.max® CAD-on-Restaurationen (Lithium-Disilikat gefügt auf eine Zirkoniumoxid-Gerüst) nach 12 Monaten.**

**Ort der Studie:** F&E, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

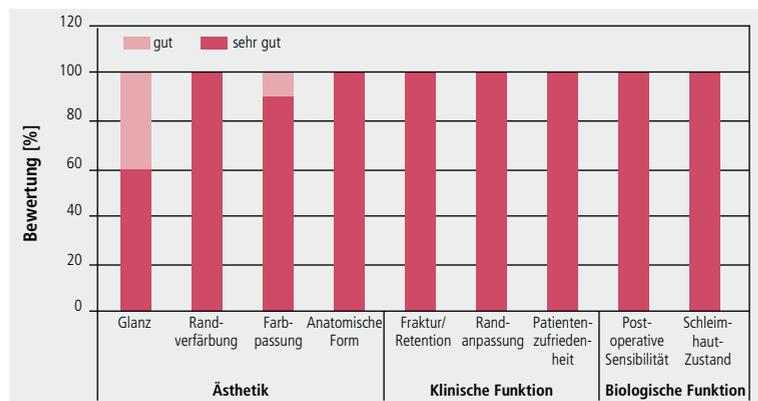
**Zeitpunkt:** 2009–2011

**Verfasser:** R. Watzke, A. Peschke, J.F. Roulet

### Methode:

25 Restaurationen (20 Kronen, 5 dreigliedrige Brücken) wurden mit einer neuen CAD/CAM-Technik hergestellt. Die Gerüste wurden aus IPS e.max ZirCAD (ZrO<sub>2</sub>) geschliffen, die Verblendungen aus IPS e.max CAD (LS<sub>2</sub>). Gerüst und Verblendung wurden mittels Ivomix und IPS e.max CAD Crystall./Connect verbunden. Die Zementierung erfolgte konventionell.

### Ergebnisse:



**Abb. 40:** Klinische Bewährung von Kronen und Brücken aus IPS e.max ZirCAD verblendet mit IPS e.max CAD („CAD-on“) nach 12 Monaten.

### Zusammenfassung:

Nach 12 Monaten wurden die IPS e.max CAD-on Restaurationen für alle klinischen Parameter (Ästhetik, Funktion, biologische Parameter) mit sehr gut bis gut bewertet.

### Schlussfolgerung:

Die IPS e.max CAD-on-Technik ermöglicht zuverlässige Restaurationen mit hoher Ästhetik, die nach 12 Monaten Beobachtungszeit auch klinisch überzeugen. IPS e.max CAD-on Restaurationen sind sehr gut geeignet für implantatgetragene Kronen und 3-gliedrige Brücken.

### Referenz:

(Watzke et al., 2011)

**Titel der Studie:** Crystal mit IPS e.max® Ceram: Klinische Bewährung nach einem Jahr.

**Ort der Studie:** USA

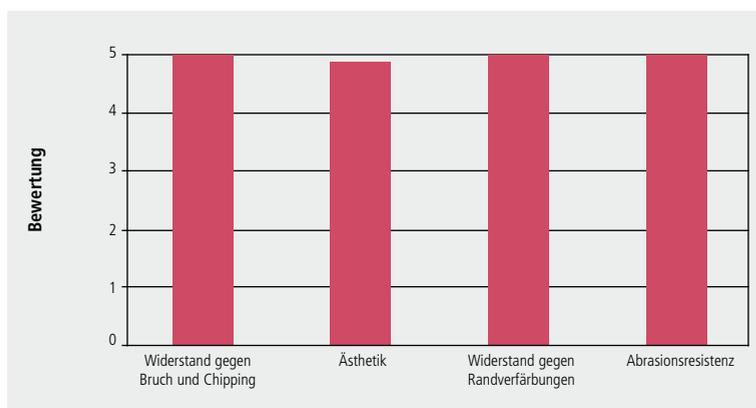
**Zeitpunkt:** 2009–2010

**Verfasser:** The Dental Advisor, USA

### Methode:

Insgesamt wurden 393 Restaurationen (Crystal Zirconia verblendet mit IPS e.max Ceram) bei ca. 300 Patienten eingesetzt. Davon 22% Frontzahnkronen, 67% Seitenzahnkronen, 9% Brücken, 2% Implantate. 90% der Restaurationen wurden mit selbst-adhäsivem Zement, 10% konventionell befestigt.

### Ergebnisse:



**Abb. 41:** Bewertung von Restaurationen aus Crystal Zirconia, verblendet mit IPS e.max Ceram nach 1 Jahr. (5=exzellent, 4=sehr gut, 3=gut, 2=genügend, 1=schlecht).

### Zusammenfassung:

90 Restaurationen (23 % der Gesamtmenge) wurden nach einer Tragedauer von 3–15 Monate nachuntersucht. Eine einzelne Krone frakturierte 24 h nach der Befestigung. Bei den im Recall untersuchten Restaurationen traten keine Frakturen und Chippings im Verblendmaterial auf. Es gab keinerlei Randverfärbung und keine Abrasion am Gegenzahn. Die Ästhetik wurde mit sehr gut bis exzellent bewertet.

### Schlussfolgerung:

IPS e.max Ceram ist sehr gut geeignet zur Verblendung von Zirkoniumoxid. Es überzeugt ästhetisch und funktionell.

### Referenz:

(Farah and Powers, 2010)

**Biokompatibilität**  
**Begriffserklärungen**  
**Literaturliste**

## Biokompatibilität

Biokompatibilität wird als Abwesenheit jeglicher unerwünschter Wirkungen eines Stoffes oder Materials (z.B. eines Dentalmaterials) auf den Menschen definiert. Die Prüfung gibt die Reaktivität oder Toleranz einzelner Zellen (meistens Maus-Fibroblasten) auf lösliche Verbindungen eines (Dental)materials an. Zeigen die Testresultate positive Effekte, müssten weitere, komplexere Tests durchgeführt werden, damit eine Einschätzung der Biokompatibilität im menschlichen Organismus möglich ist. Zytotoxizität ist diejenige biologische Eigenschaft, die am einfachsten zu messen ist, aber sie besitzt nur begrenzt Aussagekraft als eigenständiger Test zur Einschätzung der Biokompatibilität eines Dentalmaterials. Erst die klinischen Erfahrungen bieten eine abschliessende und aussagekräftige Einschätzung der Biokompatibilität.

Die Biokompatibilität von Lithium-Disilikat-Glaskeramiken wurde intensiv auf der Grundlage von Toxizitäts- und Literaturdaten bewertet. Die Studien beinhalteten Zytotoxizitätsprüfungen von verschiedenen Instituten (s. untenstehende Liste). In diesen Prüfungen hat Lithium-Disilikat weder Zytotoxizität, Mutagenität noch in-vivo-Toxizität gezeigt.

### Zytotoxizität:

- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 571100 (28. Oktober 1996)
- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 590001 (24. Juni 1997)
- RCC Report In vitro cytotoxicity test evaluation of materials for medical devices (direct cell contact assay) CCR Project 590002 (24. Juni 1997)
- RCC Report Cytotoxicity Assay in vitro: Evaluation of materials for Medical Devices) RCC-devices with e.max Press (XTT Test) RCC-CCR study number 1165602 (März 2008)
- NIOM; Test Rep.; #012/04 (4. März 2004)
- NIOM; Test Rep.; #004/04 (4. Februar 2004)
- Grall, F. Toxicon Final GLP Report: 10-1251-G1. Agar Diffusion Test – ISO. April 2010.

### Mutagenität:

- RCC Report Salmonella Typhimurium and Escherichia Coli Reverse Mutation Assay with e.max Press (Ames Test) RCC – CCR study number 1165601 (Mai 2008)
- Devaki S, Toxikon Final GLP Report: 10-1251-G3: Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay - ISO. April 2010.

### In-vivo-Toxizität:

- Toxicon Report 03-5936-G1 14 day repeat dose intravenous toxicity study, November 2004
- Toxicon Report 03-5930-G1 Short term intramuscular implantation test, Dezember 2004

### Löslichkeit:

Die chemische Löslichkeit von IPS e.max Lithium-Disilikat (IPS e.max Press und IPS e.max CAD) wurde gemäss ISO 6872 bewertet. Die gefundenen Werte lagen klar unterhalb des Schwellenwertes von 100 µg/cm<sup>2</sup>. Die Analyse von gelösten Ionen aus IPS e.max Press- und IPS e.max CAD-Proben in künstlichem Speichel und Essigsäure wiesen einen eher geringen Gehalt an nachweisbaren Ionen auf. Die Konzentrationen lagen im selben Bereich wie bei anderen Dentalkeramiken. Daher ist es als äusserst unwahrscheinlich anzusehen, dass lösliche Komponenten der Keramik negative Effekte, z.B. Zytotoxizität bewirken.

### Schlussfolgerung:

IPS e.max-Lithium-Disilikat-Keramik wurde im Hinblick auf die Verwendung als Medizinprodukt auf ihr toxikologisches Potential hin untersucht. Obwohl Dentalkeramiken generell im Ruf stehen, eine hohe Biokompatibilität aufzuweisen, wurden verschiedene Studien in unabhängigen Laboratorien durchgeführt. Darüber hinaus sprechen zehn Jahre klinische Erfahrung für die Sicherheit dieses Materials.

Viele Forscher publizieren toxikologische Daten. 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. Die klinische Bewährung über mehr als zehn Jahre sowie die Ergebnisse mehrerer zertifizierter Prüfinstitutionen in Bezug auf Zytotoxizitäts- und in-vivo-Tests haben dabei mehr Gewicht als einzelne Publikationen zur in-vitro-Toxizität.

## Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit gibt den Wert der Biegespannung an, bei dessen Überschreiten ein Prüfkörper bricht. Es existieren mehrere verschiedene Methoden zur Bestimmung der Biegefestigkeit. Beispiele häufig angewandter Verfahren sind die Biaxialfestigkeit (scheibenförmiger Prüfkörper), die 3-Punkt-Biegefestigkeit, die 4-Punktbiegefestigkeit (jeweils Balkenproben). Die Biegefestigkeit ist stark abhängig von der verwendeten Messmethode und Oberflächenbeschaffenheit (poliert, geschliffen). Um Daten vergleichen zu können, ist bei Diagrammen immer die Methode anzugeben. Der Vergleich von Biegefestigkeitswerten mit unterschiedlichen Messmethoden ist nicht zulässig. Die Festigkeit wird in MPa (Mega-Pascal) angegeben.

## Bruchlast

Die Bruchlast gibt den Wert an, der bei einem Bauteil zum Bruch führt. Die Werte werden meist in N (Newton) angegeben.

## Bruchzähigkeit / Risszähigkeit

Die Bruchzähigkeit  $K_{IC}$  ist ein Mass für den Widerstand, den ein Werkstoff einem sich ausbreitenden Riss entgegensetzt.  $K_{IC}$ , auch kritischer Spannungsintensitätsfaktor oder Risszähigkeit genannt, ist der Grenzwert, bei dem das Bauteil katastrophal versagt und die gespeicherte Energie in Form von neuen Oberflächen, Wärme und kinetischer Energie frei wird.

Zur Ermittlung der Bruchzähigkeit existieren verschiedene Methoden. Materialvergleiche können, wie auch bei den Biegefestigkeiten, nur gemacht werden, wenn dieselbe Methode zur Bestimmung des  $K_{IC}$  verwendet wurde. Auf all die verschiedenen Verfahren soll hier nicht näher eingegangen werden, nachfolgend jedoch eine Kurzbeschreibung der beiden Methoden, die z.B. in der Untersuchung von IPS e.max Press zur Anwendung kamen.

### IF (Indentation fracture):

Nach erfolgter Probenpräparation werden mit unterschiedlichen Lasten Vickers-Härteeindrücke gemacht. Die Risse, die sich an den Ecken des Eindruckes bilden, werden mit Hilfe eines Lichtmikroskopes ausgemessen. Aus der Länge dieser Risse, der aufgebrachten Last und bestimmten Materialkennwerten (E-Modul, Härte) kann die Bruchzähigkeit berechnet werden. Je nach Grösse, Form und Orientierung der Kristalle ist das Material mikroskopisch anisotrop.

### IS (Indentation strength):

Nach erfolgter Probenpräparation werden mit unterschiedlichen Lasten Vickers-Härteeindrücke gemacht. Die Proben werden danach einem Festigkeitstest unterzogen (3-Punkt-, 4-Punkt- oder Biaxialfestigkeit). Aus dem ermittelten Festigkeitswert, der aufgebrachten Last und Materialkennwerten (E-Modul, Härte), kann die Bruchzähigkeit berechnet werden.

### SEVNB (Single Edge V-Notched Beam) Methode:

Nach erfolgter Probenpräparation wird eine definierte Kerbe mittels Diamantsäge, Rasierklinge und Polierpaste eingebracht. Die Proben werden dann einem Festigkeitstest unterzogen. Die Berechnung des  $K_{IC}$ -Werts erfolgt gemäss ISO 6872:2008.

## E-Modul

Der Elastizitätsmodul gibt die Steifigkeit eines Materials an, also den Widerstand gegenüber elastischer Verformung.

## Ermüdungsverhalten

Unter Ermüdung versteht man die Schädigung eines Bauteils durch zyklische Belastung. Durch zyklische Tests wird das Ermüdungsverhalten des Bauteils/ Werkstoffs ermittelt. Thermocyclingtests sind beispielsweise Ermüdungstests.

## Härte

Die Härte ist ein Mass dafür, welchen Widerstand ein Körper dem Eindringen eines anderen Körpers entgegensetzt. Es gibt verschiedene Verfahren, wie z.B. Vickers, Knoop, Brinell, Rockwell. Zur Prüfung der Härte wird beispielsweise beim Vickersverfahren die Oberfläche eines Materials mit einer feinen Spitze in Form einer Pyramide belastet. Je tiefer die Spitze eindringt, desto weniger hart ist das Material. Bei der Angabe der Härte muss immer das Verfahren und teilweise auch die Last und die Dauer der Lastaufbringung angegeben werden. Es sind nur Vergleiche von Werten zulässig, wenn die gleiche Methode angewandt wurde.

## Kaplan-Meier Überlebensrate

Die Kaplan-Meier Überlebensraten dienen in Studien zur Darstellung und zum Berechnen der Wahrscheinlichkeit, dass bei einem Versuchsobjekt ein gewisses (meist unerwünschtes) Ereignis nicht eintritt. Das Ereignis ist bei Studien mit Dentalkeramiken häufig das Versagen einer Restauration. Die Besonderheit dieser Überlebenskurven ist, dass sie auch die Objekte (Patienten bzw. Restaurationen) berücksichtigen, die zu einem bestimmten Zeitpunkt während der Studiendauer aus der Studie ausscheiden (Drop-Out), z.B. weil ein Patient nicht zu Recallterminen erscheint. Mit Hilfe der Kaplan-Meier-Kurven lassen sich beispielsweise Vorhersagen treffen, wie viele Restaurationen nach x Jahren durchschnittlich noch intakt sind.

## Kausimulation

Bei der Entwicklung neuer Materialien ist es wichtig, abschätzen zu können, wie fraktur anfällig diese unter der zu erwartenden Belastung im Mund sind. Neben bzw. meist vor klinischen Studien im Patientenmund können dafür Kausimulationen durchgeführt werden. Der Vorteil des Kausimulators ist, dass vergleichsweise schnell Ergebnisse vorliegen und dass unter stark standardisierten Bedingungen Materialien geprüft und verglichen werden können. Die Prüfkörper werden adhäsiv auf standardisierten PMMA-Stümpfen befestigt und danach im Wasserbad einer zyklischen exzentrischen Belastung mit einem spitzen Stahl-Antagonisten und steigender Last unterzogen, z.B. 100.000 Zyklen mit ca. 80 N, 100.000 Zyklen mit ca. 150 N, 100.000 Zyklen mit ca. 220 N (0,8 Hz). Gleichzeitig werden die Prüfkörper einer Temperaturwechselbelastung von je 105 sec bei 5°C und 105 sec bei 55°C ausgesetzt. Gemessen wird die Anzahl der Zyklen bis zum Auftreten von Frakturen oder Abplatzungen.

## Mechanische Eigenschaften

### **Dynamischer Belastungstest:**

Bei der dynamischen Ermüdungsprüfung werden Prüfkörper in einer kraft- bzw. weggeregelten Prüfmaschine auf Ermüdung geprüft. Bei der Prüfung von Implantaten und Implantataufbauten nach ISO 14801 werden die Prüfkörper typischerweise 2 Millionen Zyklen belastet (2 Hz, Wasser 37°C).

### **Kohäsive / adhäsive Abplatzung:**

Eine Abplatzung (z. B. Chipping) wird kohäsiv bezeichnet, wenn die Frakturfläche innerhalb eines Materials liegt, z.B. innerhalb der Verblendung. Im Gegensatz dazu wird ein Bruch adhäsiv bezeichnet, wenn er zwischen zwei Materialien liegt, z.B. an der Grenzfläche von Gerüstmaterial und Verblendung.

In der Werkstoffkunde gibt es zahlreiche Prüfverfahren, um die mechanischen Eigenschaften von Materialien zu ermitteln. Das Ziel in der mechanischen Testung von dentalen Materialien besteht darin, Abschätzungen über die klinische Bewährung eines Materials treffen zu können. Die Standardprüfverfahren testen jedoch meist isoliert nur einen Belastungszustand; in der klinischen Realität sind die Einflüsse auf ein Material vielfach komplexer. Dennoch ermöglichen werkstoffkundliche Laboruntersuchungen einen Vergleich verschiedener Materialien und zeigen somit die relative Eignung.

## Studien

Studien werden durchgeführt um das Verhalten von Materialien in der geplanten Anwendung vorherzusagen oder zu prüfen. Von Interesse sind dabei meist die Funktionalität, die Sicherheit, die Verträglichkeit oder die Anwenderfreundlichkeit des Materials.

### ***In-vitro*-Studien:**

*In vitro* bedeutet „im Glas“, das heißt, hier handelt es sich Laboruntersuchungen. Viele werkstoffkundliche oder toxikologische Tests werden „in vitro“ durchgeführt, da sie aus praktischen (Testvorrichtung kann nicht im Patienten angewendet werden) oder ethischen Gründen nicht im Menschen vorgenommen werden können. Zudem haben *in-vitro*-Studien den Vorteil, dass hier mit standardisierten Bedingungen gearbeitet werden kann, während die Ergebnisse von Studien im Menschen durch die Verschiedenheit jedes Individuums immer eine gewisse natürliche Streuung aufweisen. Zudem sind Laboruntersuchungen schneller und kostengünstiger als *In-vivo*-Studien.

### ***In-vivo*-Studien:**

*In vivo* bedeutet „am lebenden Objekt“ und meint meist klinische Studien im Menschen. Der Vorteil von *in-vivo*-Studien ist, dass hier „reale“ Bedingungen vorliegen, während Laboruntersuchungen immer zu einem gewissen Grad artifiziell und damit nur eingeschränkt aussagekräftig sind. *In-vivo*-Studien sind jedoch auf Grund der vielen möglichen Einfluss-

faktoren sehr komplex und bedürfen einer genauen Planung, eines systematischen Vorgehens und einer statistisch korrekten Auswertung. Am wertvollsten sind Studien, die randomisiert und kontrolliert durchgeführt werden. Das heisst, es gibt zwei Studiengruppen, die vom Alter, Geschlecht, sozialem und medizinischem Hintergrund möglichst ähnlich sein sollten (Randomisierung). Kontrolliert bedeutet: Eine Gruppe erhält das Testmaterial, die andere ein (bekanntes, klinisch erprobtes) Vergleichsmaterial.

#### **Prospektive Studie:**

Eine Studie, die geplant und in der Zukunft durchgeführt wird, um eine bestimmte Hypothese zu testen (z.B. Material A ist genauso gut wie Material B). Nach Erstellung des Prüfplans werden die Patienten rekrutiert und das Material eingesetzt. Die Versuchspersonen werden über einen gewissen festgelegten Zeitpunkt beobachtet, die Ergebnisse hinterher ausgewertet.

#### **Retrospektive Studie:**

Analyse von Datenmaterial, das in der Vergangenheit erhoben wurde. Zum Beispiel: Man sieht sich alle Fälle von Brückenfrakturen an, die in einer Praxis aufgetreten sind, und untersucht, ob die Frakturen bei einem bestimmten Material häufiger vorkommen als bei einem anderen.

#### **Überlebensrate:**

Der Anteil von Restaurationen, die vollkommen intakt sind oder nur reparierbare Mängel (z. B. Abplatzungen, die durch Polieren oder Composite ausgebessert werden können; Kronen, die nach einer Dezementierung rezementiert werden können) aufweisen, so dass die Restaurationen im Mund verbleiben können.

## **Toxizität/Zytotoxizität**

Die **Toxizität** ist die Eigenschaft eines Stoffes, auf einen Organismus giftig zu wirken. Es gibt unterschiedliche toxische Wirkungen auf verschiedene Teile des Körpers, je nachdem, ob einzelne Organe oder einzelne Zellen betroffen sind oder es zum Tod des gesamten Organismus kommt. Auch unterscheidet man verschiedene Mechanismen, die zu einer Giftigkeit führen (z.B. Hemmung von zellulären Funktionen, Auslösen von Krebs).

**Zytotoxizität** besteht, wenn es durch eine Substanz zum Absterben von Zellen kommt. Ursachen können beispielsweise sein, dass die Energieversorgung der Zelle unterbrochen wird oder dass die Zellmembran sich auflöst. Bei geringer Zytotoxizität sind nur wenige Zellen betroffen. Das hat meist keine dauerhaften Folgen für den Organismus, da die meisten Zellen regeneriert werden können. Hohe Zytotoxizität kann jedoch zu dauerhaften Schäden führen, wenn zum Beispiel so viele Zellen der Leber oder Blutzellen abgestorben sind, dass der Körper nicht mehr richtig funktionieren kann.

### Weibulltheorie, Weibullstatistik

Keramiken zeigen im Vergleich zu anderen Werkstoffen ein besonderes Festigkeitsverhalten. Keramik frakturiert von Fehlstellen im Bauteil aus. Daher hat die Fehlstellenpopulation auf die Festigkeitswerte einen grossen Einfluss, was eine relativ grosse Streuung der gemessenen Daten bewirkt. Zudem sind die Werte noch abhängig von der Bauteilgrösse, d.h. je kleiner das Bauteil, umso weniger Fehlstellen und folge dessen höhere Festigkeit. Diesen Umständen trägt die Weibullstatistik Rechnung.

Der sog. Weibullmodul  $m$  macht eine Aussage über die Zuverlässigkeit eines Materials, je höher  $m$ , umso verlässlicher sind die gemessenen Festigkeitswerte (kleinere Streuung).

### Weibullfestigkeit $\sigma_{63,21\%}$

Bei der Ermittlung von Festigkeitswerten ergibt sich bei Keramik eine relativ grosse Streuung der Werte. Daher wird bei Keramik oft die sogenannte Weibullfestigkeit  $\sigma_{63,21\%}$  angegeben, das heisst, dass bei dieser Festigkeit 63,21% aller Proben der jeweiligen Messreihe versagen. Es werden auch die Begriffe „Charakteristische Festigkeit“ und „Mittlere Festigkeit“ verwendet.

## Literaturliste

- IPS e.max 4-year Clinical Performance. The Dental Advisor 2010 27.
- Beuer, F. (2011). Bericht zur klinischen Eignung von Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat – Results nach 4 Jahren.
- Beuer, F. (2011). Bericht zur klinischen Eignung von e.max Ceram-Verblendkeramik auf Zirkoniumdioxidgerüstrestorationen – Ergebnisse nach 5 Jahren.
- Beuer, F., Kerler, T., Erdelt, K., Schweiger, J., Eichberger, M., and Gernet, W. (2004). Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. Dtsch Zahnärztl Z 59, 527-530.
- Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., Gernet, W., and Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 25, 121-128.
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Edelhoff, D., Guh, J.F., and Naumann, M. (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. Quintessence Int 41, 631-637.
- Bindl, A. (2011). Überlebensrate und klinische Qualität von CAD/CAM-gefertigten Seitenzahnkronen aus Lithiumdisilikatkeramik. Eine prospektive klinische Studie (Zweijahresbericht).
- Böning, K., Ullmann, U., Wolf, A., Lazarek, K., and Walter, M. (2006). Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 61, 604-611.
- Christensen RJ, E.K., Ploeger BJ (2008). Clinical performance of PFM, zirconia and alumina three-unit posterior prostheses. IADR abstract #1566 Toronto.
- El-Dimeery, A.S., T. Hamdy, A. El-Mowafy, O. Fenton, A. (2011). Compressive fatigue-resistance and fracture strength of implant-supported ceramic crowns. IADR Abstract 142172, San Diego, CA.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Rose, W., Oliveira, E.R. (2008). Microstructural and in vivo wear analysis of all-ceramic and metal-ceramic crowns and their enamel antagonists.
- Esquivel-Upshaw, J., Anusavice, K.J., Rose, W., Oliveira, E.R., Clark, A.E., Yang, M.(2011). In vivo performance of all-ceramic and metal ceramic crowns. Abstract #1934, IADR San Diego, 2011
- Etman, M.K., Watson, T.F., and Woolford, M. (2001). Early clinical wear of Procera-Allceram restorations and an experimental ceramic. J Dent Res 80, 642.
- Etman, M.K., and Woolford, M.J. (2008). Seven-year clinical evaluation of all-ceramic crowns: wear and crack analysis. Abstract #0308, IADR Toronto, 2008.
- Etman, M.K., and Woolford, M.J. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. J Prosthet Dent 103, 80-90.
- Farah, J.W., and Powers, J.M. (2010). Crystal with IPS e.max Ceram 1-year Clinical Performance. The Dental Advisor.
- Fasbinder, D.J., and Dennison, J.B. (2009). Clinical Evaluation of CAD/CAM Zirconium Ceramic Crowns and Fixed Partial Dentures.
- Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D., and Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc 141 Suppl 2, 10S-14S.
- Gehrt, M.A., Rafai, N., Reich, S., S., W., and Edelhoff, D. (2010). Outcome of Lithium-Disilicate Crowns after 8 Years. IADR Abstract #656, Barcelona.
- Guess, P.C. (2009). Einfluss von Verblendtechniken auf das Versagensverhalten und die Dauerbelastbarkeit von Y-TZP-Dreischichtsystemen. The European Journal of Esthetic Dentistry 4, 284-299.
- Guess, P.C., Stappert, C.F., and Strub, J.R. (2006). Erste klinische Ergebnisse einer prospektiven Studie an IPS e.max Press- und CEREC-ProCAD-Teilkronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 116, 493-500.
- Guess, P.C., Strub, J.R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., and Stappert, C.F. (2009). All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. J Dent 37, 627-637.
- Guess, P.C.Z., R.A. Silva, N.R.F.A. Bonfante, E.A. Coelho, P.G. Thompson, V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. Int J Prosthodont 23, 151-159.
- Heintze, S.D., and Rousson, V. (2010a). Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a systematic review. Int J Prosthodont 23, 129-133.
- Heintze, S.D., and Rousson, V. (2010b). Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. Int J Prosthodont 23, 493-502.
- Hicklin, S., Sailer, I., Wolf, D., Stawarczyk, B., CHF., H., Mörmann, W., and Bindl, A. (2008). A randomized clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic-fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered, pressed and pressed-combined-with-layered veneering ceramics.
- Kern, M., Sasse, M., Wolfart, S. (2011). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses mad from monolithic lithium disilicate ceramic. Submitted for publication at the Journal of the American Dental Association.
- Martins, L.D.M.C., P.G. Valverde, G.B. Bonfante, E.A. Bonfante, G. Rekow, E.D. Thomspson, V.P. Silva N.R.F.A. (2011). Reliability: reduced-thickness and thinly-veneered lithium-disilicate vs. MCR and Y-TZP crowns. IADR Abstract 149736, San Diego, CA.
- Munoz, C.A. (2009). Clinical Evaluation of a Self-Adhesive Resin Cement on All-Ceramic Crowns - 2 Year Report.
- Nathanson, D. (2008). Clinical performance and fit of a milled ceramic crown system. IADR Abstract #0303, Toronto.
- Pjetursson, B.E., Sailer, I., Zwahlen, M., Hämmerle, Ch. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. Clin Oral Implants Res. 18 Suppl 3:73-85.
- Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H.U., and Gozdowski, S. (2010). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. Int J Prosthodont 23, 214-216.
- Richter, J., Schweiger, J., Gernet, W., and Beuer, F. (2009). Clinical Performance of CAD/CAM-fabricated lithium-disilicate restorations. IADR Abstract #82, Munich.

- Schley, J.S., Heussen, N., Reich, S., Fischer, J., Haselhuhn, K., and Wolfart, S. (2010). Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 118, 443-450.
- Sorensen, J.A., Trotman, R., and Yokojama, K. (2009a). Clinical Longevity of e.max ZirCAD Posterior Fixed Partial Dentures.
- Sorensen, J.A., Trotman, R., and Yokoyama, K. (2009b). e.max CAD Posterior Crown Clinical Study.
- Stamouli, K., Smeekens, S., Att, W., and Strub, J.R. (2006). Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 621-626.
- Stanford, C. (2009). Outcome evaluation of all ceramic crowns and fixed partial dentures bonded with two different dental cements.
- Stappert, C., Att, W., and Strub, J.R. (2002). Überlebensrate und Bruchfestigkeit von vollkeramischen Teilkronen unterschiedlicher Präparation nach thermozyklischer Kausimulation. Eine In-vitro-Studie. Abstracts.
- Stappert, C.F., Att, W., Gerds, T., and Strub, J.R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 137, 514-522.
- Stappert, C.F., Guess, P.C., Gerds, T., and Strub, J.R. (2005). All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent* 18, 275-280.
- Stawarczyk, B., and Fischer, J. (2008). Vollkeramik, Titan oder konventionelle Metallkeramik. *QZ Quintessenz Zahntechnik* 34, 556-564.
- Steiner, M., Sasse, M., and Kern, M. (2011). Fracture resistance of all-ceramic crown systems. IADR Abstract #2999, San Diego.
- Tinschert, J. (2008). Klinisch prospektive Studie zur Haltbarkeit von überpressten Seitenzahnkronen aus Zirkonoxid.
- Watzke, R., Peschke, A., and Roulet, J.F. (2011). 12-months clinical performance of CAD-on restorations (Lithium-disilicate fused to Zirconium-oxide-framework). IADR Abstract 145738, San Diego, CA.
- Wolfart, S., Bohlsen, F., Wegner, S.M., and Kern, M. (2005). A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 18, 497-505.
- Wolfart, S., Eschbach, S., Scherrer, S., and Kern, M. (2009). Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater* 25, e63-71.

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 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 auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbare Informationen entstehen) noch für poenale 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 – worldwide

## **Ivoclar Vivadent AG**

Bendererstrasse 2  
FL-9494 Schaan  
Liechtenstein  
Tel. +423 235 35 35  
Fax +423 235 33 60  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent Pty. Ltd.**

1 – 5 Overseas Drive  
P.O. Box 367  
Noble Park, Vic. 3174  
Australia  
Tel. +61 3 979 595 99  
Fax +61 3 979 596 45  
www.ivoclarvivadent.com.au

## **Ivoclar Vivadent Ltda.**

Alameda Caiapós, 723  
Centro Empresarial Tamboré  
CEP 06460-110 Barueri – SP  
Brazil  
Tel. +55 11 2424 7400  
Fax +55 11 3466 0840  
www.ivoclarvivadent.com.br

## **Ivoclar Vivadent Inc.**

2785 Skymark Avenue, Unit 1  
Mississauga  
Ontario L4W 4Y3  
Canada  
Tel. +1 905 238 5700  
Fax +1 905 238 5711  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent**

### **Marketing Ltd.**

Rm 603 Kuen Yang  
International Business Plaza  
No. 798 Zhao Jia Bang Road  
Shanghai 200030  
China  
Tel. +86 21 5456 0776  
Fax +86 21 6445 1561  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent**

### **Marketing Ltd.**

Calle 134 No. 7-B-83, Of. 520  
Bogotá  
Colombia  
Tel. +57 1 627 33 99  
Fax +57 1 633 16 63  
www.ivoclarvivadent.co

## **Ivoclar Vivadent SAS**

B.P. 118  
F-74410 Saint-Jorioz  
France  
Tel. +33 450 88 64 00  
Fax +33 450 68 91 52  
www.ivoclarvivadent.fr

## **Ivoclar Vivadent GmbH**

Dr. Adolf-Schneider-Str. 2  
D-73479 Ellwangen, Jagst  
Germany  
Tel. +49 (0) 79 61 / 8 89-0  
Fax +49 (0) 79 61 / 63 26  
www.ivoclarvivadent.de

## **Ivoclar Vivadent**

### **Marketing (India) Pvt. Ltd.**

503/504 Raheja Plaza  
15 B Shah Industrial Estate  
Veera Desai Road, Andheri  
(West)  
Mumbai, 400 053  
India  
Tel. +91 (22) 2673 0302  
Fax +91 (22) 2673 0301  
www.ivoclar-vivadent.in

## **Ivoclar Vivadent s.r.l.**

Via Isonzo 67/69  
40033 Casalecchio di Reno  
(BO)  
Italy  
Tel. +39 051 611 35 55  
Fax +39 051 611 35 65  
www.ivoclarvivadent.it

## **Ivoclar Vivadent K.K.**

1-28-24-4F Hongo  
Bunkyo-ku  
Tokyo 113-0033  
Japan  
Tel. +81 3 6903 3535  
Fax +81 3 5844 3657  
www.ivoclarvivadent.jp

## **Ivoclar Vivadent Ltd.**

12F W-Tower, 1303-37  
Seocho-dong, Seocho-gu,  
Seoul 137-855  
Republic of Korea  
Tel. +82 (2) 536 0714  
Fax +82 (2) 596 0155  
www.ivoclarvivadent.co.kr

## **Ivoclar Vivadent S.A. de C.V.**

Av. Insurgentes Sur No. 863,  
Piso 14, Col. Napoles  
03810 México, D.F.  
México  
Tel. +52 (55) 50 62 10 00  
Fax +52 (55) 50 62 10 29  
www.ivoclarvivadent.com.mx

## **Ivoclar Vivadent Ltd.**

12 Omega St, Albany  
PO Box 5243 Wellesley St  
Auckland, New Zealand  
Tel. +64 9 914 9999  
Fax +64 9 814 9990  
www.ivoclarvivadent.co.nz

## **Ivoclar Vivadent**

### **Polska Sp. z o.o.**

Al. Jana Pawla II 78  
00-175 Warszawa  
Poland  
Tel. +48 22 635 54 96  
Fax +48 22 635 54 69  
www.ivoclarvivadent.pl

## **Ivoclar Vivadent**

### **Marketing Ltd.**

Derbenevskaja Nabereshnaya  
11, Geb. W  
115114 Moscow  
Russia  
Tel. +7 495 913 66 19  
Fax +7 495 913 66 15  
www.ivoclarvivadent.ru

## **Ivoclar Vivadent**

### **Marketing Ltd.**

Qlaya Main St.  
Siricon Building No.14, 2<sup>nd</sup> Floor  
Office No. 204  
P.O. Box 300146  
Riyadh 11372  
Saudi Arabia  
Tel. +966 1 293 83 45  
Fax +966 1 293 83 44  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent Pte. Ltd.**

171 Chin Swee Road  
#02-01 San Centre  
Singapore 169877  
Tel. +65 6535 6775  
Fax +65 6535 4991  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent S.L.U.**

c/ Emilio Muñoz Nº 15  
Entrada c/ Albarracín  
E-28037 Madrid  
Spain  
Tel. + 34 91 375 78 20  
Fax + 34 91 375 78 38  
www.ivoclarvivadent.es

## **Ivoclar Vivadent AB**

Dalvägen 14  
S-169 56 Solna  
Sweden  
Tel. +46 (0) 8 514 93 930  
Fax +46 (0) 8 514 93 940  
www.ivoclarvivadent.se

## **Ivoclar Vivadent**

### **Liaison Office**

: Tesvikiye Mahallesi  
Sakayik Sokak  
Nisantas' Plaza No:38/2  
Kat:5 Daire:24  
34021 Sisli – Istanbul  
Turkey  
Tel. +90 212 343 08 02  
Fax +90 212 343 08 42  
www.ivoclarvivadent.com

## **Ivoclar Vivadent Limited**

Ground Floor Compass Building  
Feldspar Close  
Warrens Business Park  
Enderby  
Leicester LE19 4SE  
United Kingdom  
Tel. +44 116 284 78 80  
Fax +44 116 284 78 81  
www.ivoclarvivadent.co.uk

## **Ivoclar Vivadent, Inc.**

175 Pineview Drive  
Amherst, N.Y. 14228  
USA  
Tel. +1 800 533 6825  
Fax +1 716 691 2285  
www.ivoclarvivadent.us



Dies ist ein Produkt aus unseren Kompetenzbereichen „All-Ceramics“ und „Implant Esthetics“. Produkte aus diesen Bereichen sind jeweils optimal aufeinander abgestimmt.