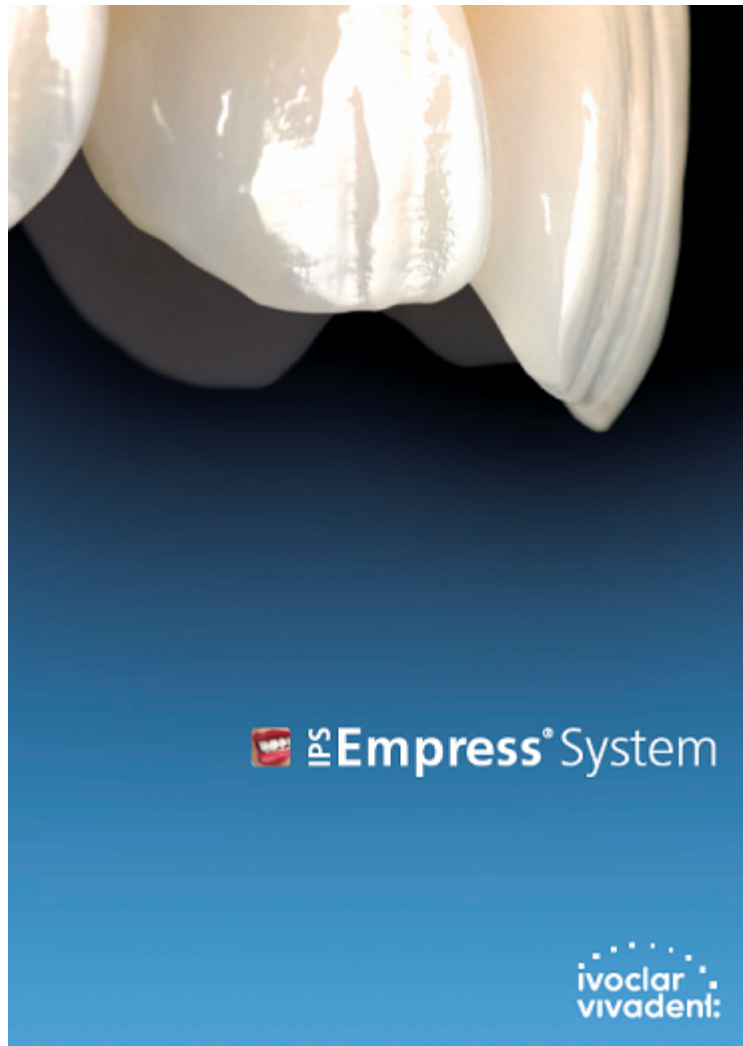


# IPS Empress CAD<sup>®</sup>



## Wissenschaftliche Dokumentation

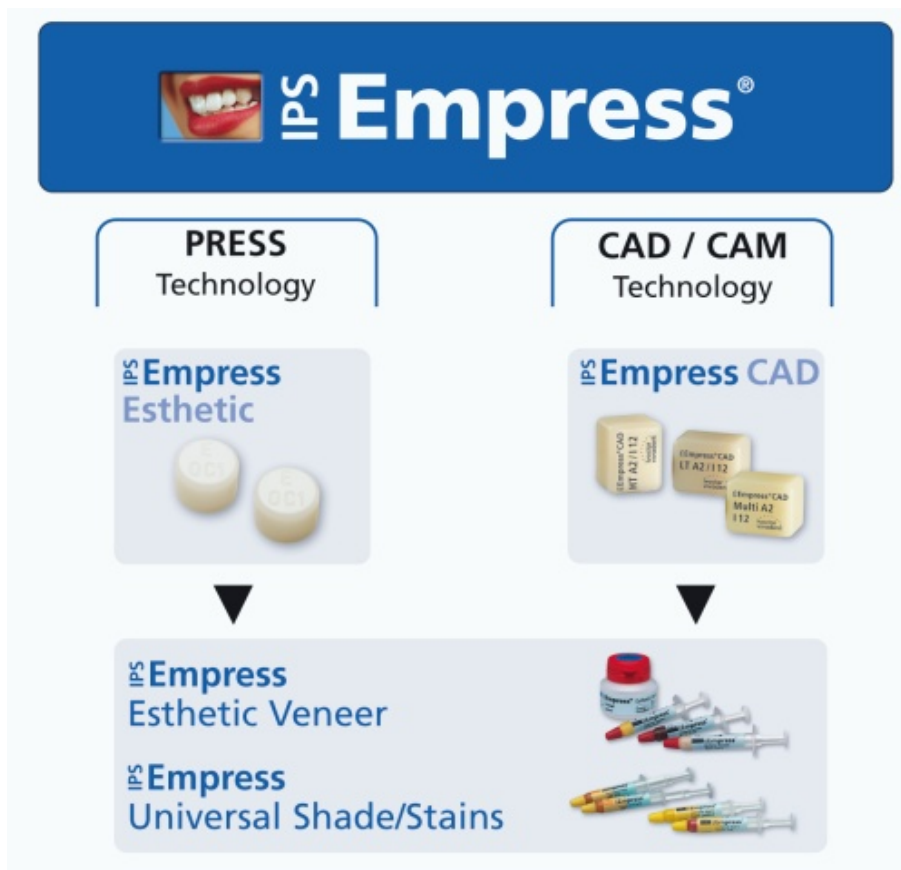
## Inhalt

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>3</b>
1.1	IPS Empress System	3
1.2	Werkstoffbeschreibung	4
1.3	Gefüge von IPS Empress Esthetic Veneer und Interface	6
1.4	CAD/CAM-Technik	7
<b>2.</b>	<b>Technische Daten</b>	<b>8</b>
<b>3.</b>	<b>Werkstoffkundliche und <i>In-vitro</i>- Studien</b>	<b>9</b>
3.1	Werkstoffdaten IPS Empress CAD	9
3.2	Bruchlast von Eckzahnkronen	9
3.3	Bruchrisiko und Ermüdungseigenschaften	11
3.4	Vergleich der Bruchlast von geschliffenen und gepressten Kronen	12
3.5	Bruchlast im Vergleich zum natürlichen Zahn	13
3.6	Einfluss der zirkulären Präparationstiefe auf die Bruchlast	14
3.7	Einfluss der Oberflächen-Rauigkeit auf die Biegefestigkeit	15
3.8	Verschleißmessungen	16
3.9	Scherhaftuntersuchungen an Leuzitkeramik	19
3.10	Rauigkeit polierter IPS Empress CAD Oberflächen	19
3.11	Schleifeffizienz	21
<b>4.</b>	<b>Klinische Studien</b>	<b>22</b>
4.1	Klinische Studien mit ProCAD	22
4.2	Klinische Studien mit IPS Empress	23
4.3	Zusammenfassung	24
<b>5.</b>	<b>Biokompatibilität</b>	<b>25</b>
5.1	Einleitung	25
5.2	Chemische Beständigkeit von IPS Empress CAD	25
5.3	Zytotoxizität	26
5.4	Sensibilisierung, Irritation	27
5.5	Radioaktivität	27
5.6	Biologische Risiken für Anwender und Patienten	28
5.7	Schlussfolgerung	28
<b>6.</b>	<b>Quellenverzeichnis</b>	<b>29</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 IPS Empress System

IPS Empress CAD ist ein Teil des IPS Empress Systems:



IPS Empress CAD ist das Nachfolgeprodukt von ProCAD. IPS Empress CAD zeichnet sich durch einen optimierten Herstellprozess aus.

IPS Empress CAD und IPS Empress Esthetic unterscheiden sich lediglich in der Darreichungsform und der Art der Weiterverarbeitung durch den Anwender. Die Zusammensetzung beider Produkte ist gleich.

## 1.2 **Werkstoffbeschreibung**

### 1.2.1 *Vergleich IPS Empress CAD – ProCAD*

Bei den IPS Empress CAD Rohlingen handelt es sich, wie bei ProCAD, um eine Leuzit-Glaskeramik. Die Bearbeitung von IPS Empress CAD erfolgt mittels CAD/CAM-Technik. Die Zusammensetzung von IPS Empress CAD entspricht dem bewährten IPS Empress, das seit ca. 15 Jahren erfolgreich im klinischen Einsatz ist. Dank neuer Erkenntnisse und Technologien wurden die Herstellungsprozesse angepasst und optimiert, was zu einem neuen verbesserten Endprodukt führt: IPS Empress CAD. Dieser Block ist verfügbar in den Transluzenzstufen LT und HT und als IPS Empress CAD Multi Block.

### 1.2.2 *Glaskeramik [1; 2]*

Glaskeramiken sind mehrphasige keramische Materialien, bestehend aus Glasmatrix und Kristallen. Die Kristalle wachsen nicht zufällig, sondern durch gezielte Keimbildung und gesteuertes Kristallwachstum aus dem Glas. Verteilung und Größe der Kristalle werden gezielt durch die Zusammensetzung und Aufarbeitung des Ausgangsglases und der nachfolgenden Temperaturbehandlung eingestellt.

Bei Glaskeramiken handelt es sich nicht um dieselben Kristalle, die eventuell bereits im Rohstoff vorhanden waren, sondern um „künstlich“ und kontrolliert erzeugte Kristalle. Dieses Verfahren erlaubt maßgeschneiderte Werkstoffe herzustellen, die sich u. a. durch hohe Festigkeit, homogenes Gefüge, gute Thermowechselbeständigkeit, sowie gute optische Eigenschaften auszeichnen.

### 1.2.3 *Leuzit [1; 2]*

Bei IPS Empress CAD handelt es sich um eine Glaskeramik aus dem Leuzit-System ( $\text{SiO}_2$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$ - $\text{K}_2\text{O}$ ). Die gezielt gebildeten Leuzitkristalle  $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$  verleihen dem Werkstoff eine erhöhte Festigkeit. Die Rissausbreitung wird an den Kristallen gebremst oder umgelenkt. Dabei wird durch die kristalline Phase Rissenergie aufgenommen. Dies verhindert oder verlangsamt den weiteren Rissfortschritt.

Durch die Verteilung und Größe der Leuzitkristalle wird auch die Ästhetik der Restauration beeinflusst.

Leuzitkristalle entstehen durch Oberflächenkristallisation, d.h. die Kristalle wachsen langsam von den Korngrenzen in Richtung Kornzentrum.

Die Leuzitkristalle in IPS Empress CAD sind durch einen kontrollierten Prozess entstanden.

#### 1.2.4 Material IPS Empress CAD

Das Gefüge von IPS Empress CAD besteht aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen.

Die Rohlinge von IPS Empress CAD weisen eine homogene Verteilung der Leuzitkristalle auf. Die Leuzitkristalle sind gleichmäßig und dicht verteilt. Der Durchmesser der Kristalle beträgt 1 – 5 µm, der Anteil der Kristallphase 35 - 45 Vol.%.

REM-Aufnahmen von polierten und angeätzten Oberflächen erlauben einen Einblick in die Mikrostruktur des Werkstoffs. Eine auf das Material abgestimmte Ätzbehandlung mit Flusssäure löst die Leuzitkristalle schneller auf als das Glas (Abb. 1).

Leuzit entsteht durch Oberflächenkristallisation, daher liegen die Leuzitkristalle entlang der Korngrenzen. Die "perlschnurartige" Aneinanderreihung kleiner Leuzitkristalle zeigt die ehemaligen Korngrenzen vor dem Tempern / Sintern.

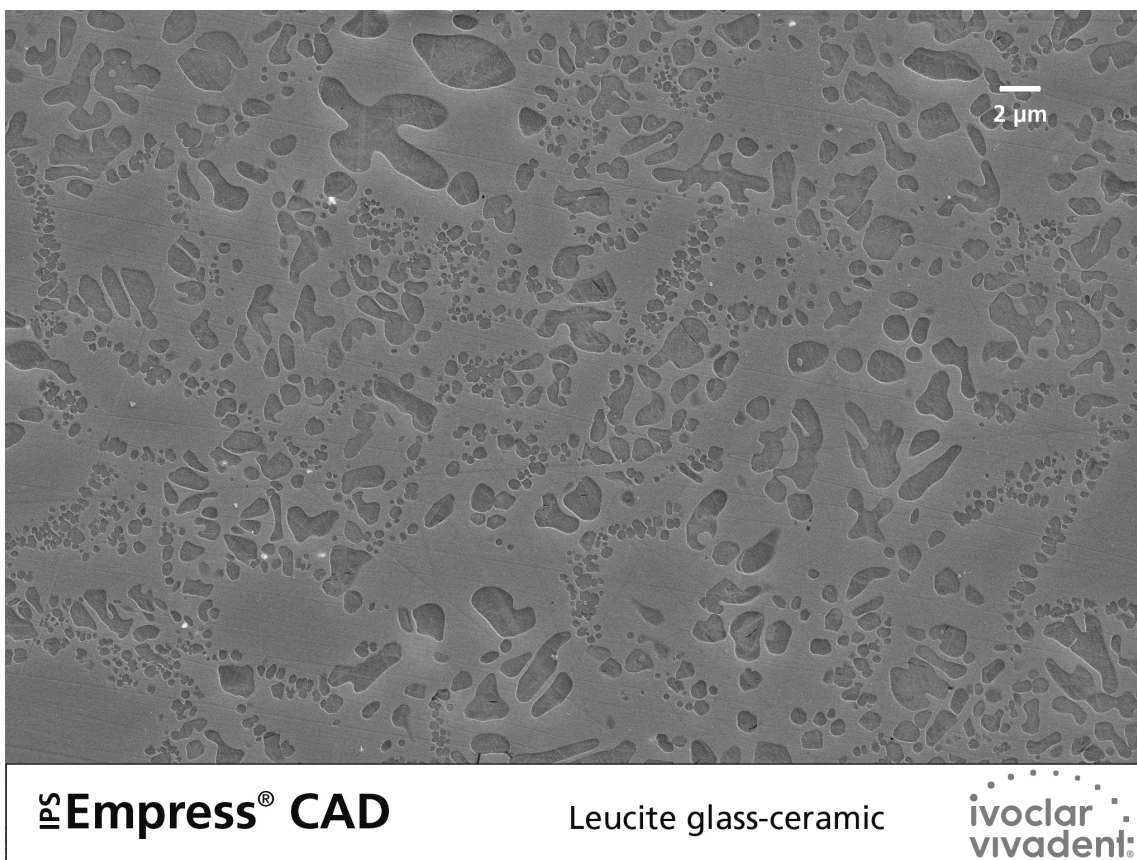


Abb. 1: Gefüge von IPS Empress CAD (REM; geätzt über 40% HF-Dampf, 20 s.)

### 1.3 Gefüge von IPS Empress Esthetic Veneer und Interface

#### 1.3.1 IPS Empress Esthetic Veneer:

Die REM-Aufnahme des Schichtmaterials zeigt die typische Leuzitstruktur.

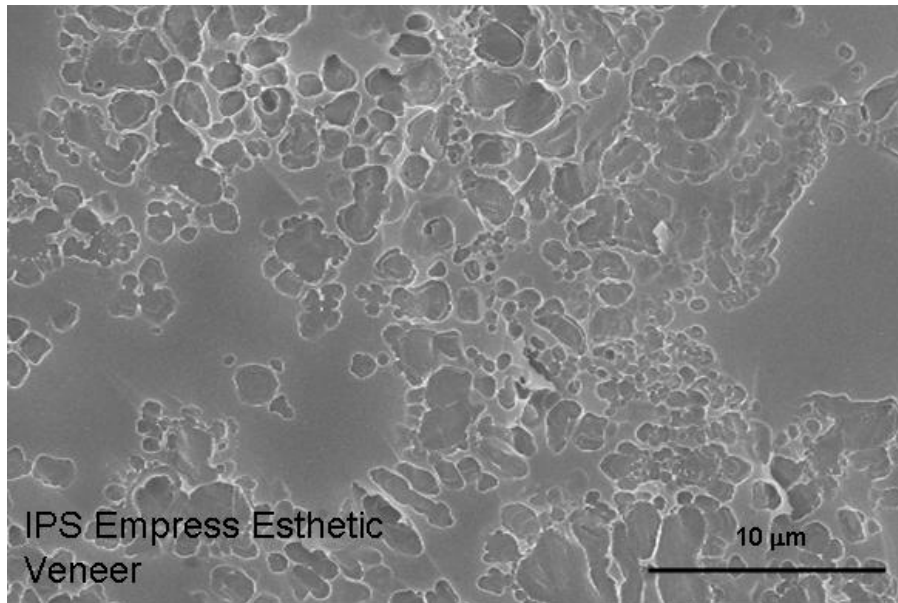


Abb. 2: IPS Empress Esthetic Veneer, geätzt (10 s / 3 % HF)

#### 1.3.2 Interface zwischen Gerüst- und Schichtmaterial:

Abbildung 3 zeigt den homogenen Verbund zwischen Gerüst- und Schichtmaterial. In der oberen linken Bildhälfte ist das Veneer, in der unteren rechten Bildhälfte das feinkörnige Gerüstmaterial zu sehen.

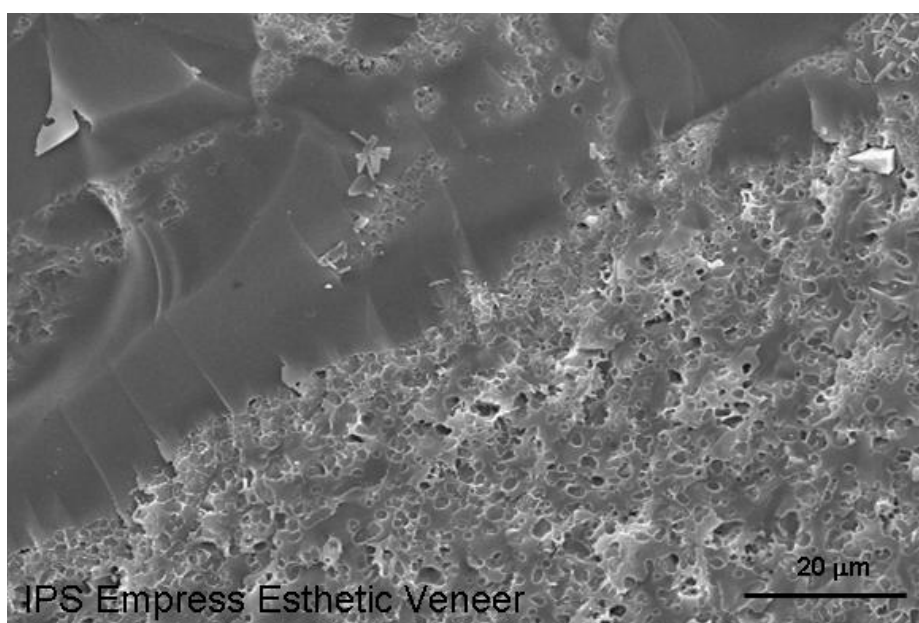


Abb. 3: IPS Empress CAD / Veneer Interface, geätzt (10 s / 3 % HF)

## 1.4 CAD/CAM-Technik

Begriffe:

**CAD:** Computer-Aided Design  
(Konstruktion der Restauration am Computer mittels spezieller Software)

**CAM:** Computer-Aided Manufacturing; Computer-Assisted Manufacturing  
(Computergestützte vollautomatische Herstellung der Restauration durch die Schleifeinheit)

Die CAD/CAM-Technik zur Herstellung von Restaurationen in der Zahnheilkunde hatte vor ca. 20 Jahren ihre Anfänge und hat sich mittlerweile dank der Verbesserung der Geräte und der Software stark verbreitet.

Es gibt verschiedene Anbieter und Geräte, wobei jedoch nicht alles ausgereifte Systeme sind. Neben CAD/CAM-Geräten sind auch Geräte auf dem Markt, welche über keine oder eine unzureichende CAD-Komponente verfügen [3].

IPS Empress CAD-Blöcke können mit CAD/CAM-Geräten der Firma Sirona bearbeitet werden. Die CEREC Geräte sind für den Zahnarzt zur chairside Anfertigung von Keramikrestaurationen, das inLab-Gerät für den Zahntechniker zur Herstellung von Restaurationen im Labor.

Das CEREC-System wird in verschiedenen Publikationen beschrieben (z.B. [4-8]). Weitere Informationen (Geräte, klinische Studie etc.) sind auf der Homepage der Firma Sirona zu finden ([www.sirona.de](http://www.sirona.de)).

Außerdem besteht die Möglichkeit, IPS Empress CAD mit dem Gerät von D4D zu beschleifen ([www.d4dtech.com](http://www.d4dtech.com)).

## 2. Technische Daten

### IPS Empress CAD

#### Blocks

#### Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO <sub>2</sub>	60.0 – 65.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	16.0 – 20.0
K <sub>2</sub> O	10.0 – 14.0
Na <sub>2</sub> O	3.5 – 6.5
Andere Oxide	0.5 – 7.0
Pigmente	0.2 – 1.0

#### Physikalische Eigenschaften:

#### *In Anlehnung an:*

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biaxialfestigkeit	160 MPa
Chemische Löslichkeit	< 100 µg/cm <sup>2</sup>
Ausdehnungskoeffizient (100 - 500 °C)	17.5 ± 0.5 µm/(m·K)
Transformationstemperatur	625 ± 20 °C



### 3. Werkstoffkundliche und *In-vitro*- Studien

IPS Empress CAD unterscheidet sich vom Vorläuferprodukt ProCAD durch die Optimierung des Herstellprozesses und erweiterten Auswahl an Block Farben, die es in zwei Transluzenzstufen gibt. Nachfolgend sind daher auch Untersuchungen mit ProCAD aufgeführt.

#### 3.1 Werkstoffdaten IPS Empress CAD

Bruchzähigkeit	1.3 MPa m <sup>1/2</sup>
Härte	6200 MPa
Biaxialfestigkeit (ISO 6872)	160 MPa
WAK (100-400°C)	16.6 x 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
WAK (100-500°C)	17.5 x 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Chemische Löslichkeit	25 µg/cm <sup>2</sup>
Opazität (Contrast Ratio CR)	0.4 – 0.7
E-Modul	62 GPa

(Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2005/2006)

#### 3.2 Bruchlast von Eckzahnkronen

Eckzahnkronen aus ProCAD wurden nach unterschiedlicher thermischer Vorbehandlung auf ihre Bruchfestigkeit geprüft. Sieben Kronen wurden unbehandelt geprüft. Weiter wurden je 7 Kronen vor der Prüfung folgenden Behandlungen ausgesetzt:

- Temperaturwechselbelastung TWB (5°C/55°C, 30'000 Zyklen)
- Thermoschock TS (90°C/ 0°C bis 165°C/0°C)
- TWB und TS

Die Kronen wurden adhäsiv auf einem CoCr-Stumpf befestigt und danach in einer Universalprüfmaschine bis zum Bruch belastet.

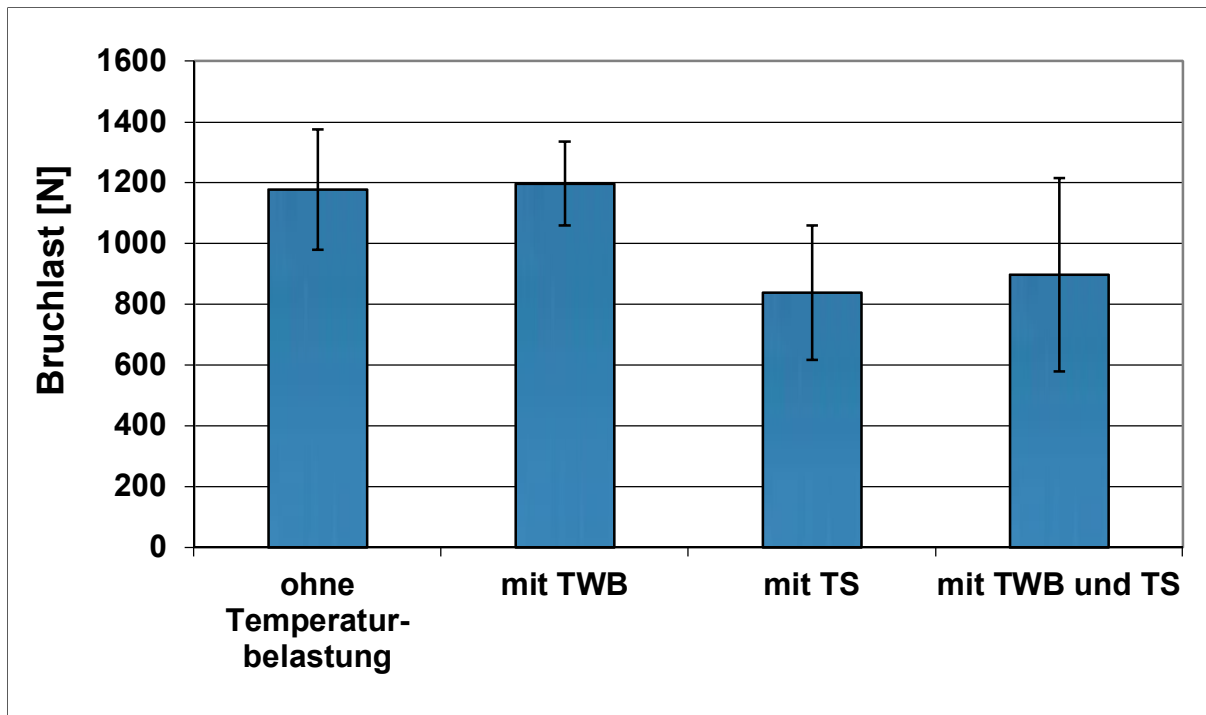


Abb. 4: Bruchlast von Eckzahnkronen mit und ohne Thermobelastung (Krah et al., Uni Freiburg, interner Bericht 2003)

- Die Temperaturwechselbelastungen (TWB) belasten die Kronen nicht signifikant.
- Abrupte und extreme Temperaturwechsel, wie sie beim Thermoschock (TS) simuliert werden, stressen die Keramik deutlicher.

### 3.3 Bruchrisiko und Ermüdungseigenschaften

Mit dem Software-Programm C. O. S. 4. 30B5 von CEREC 2 wurden aus VITA Mark II und ProCAD standardisierte Kronen geschliffen. Je die Hälfte der polierten Kronen wurden vorbelastet (50'000 Zyklen in wässriger Lösung / 200 N). Alle Kronen wurden adhäsiv auf Kompositstümpfe befestigt. Die Bruchwahrscheinlichkeit bei einer Last von 1500 N wurde nach der Weibull-Verteilung berechnet.

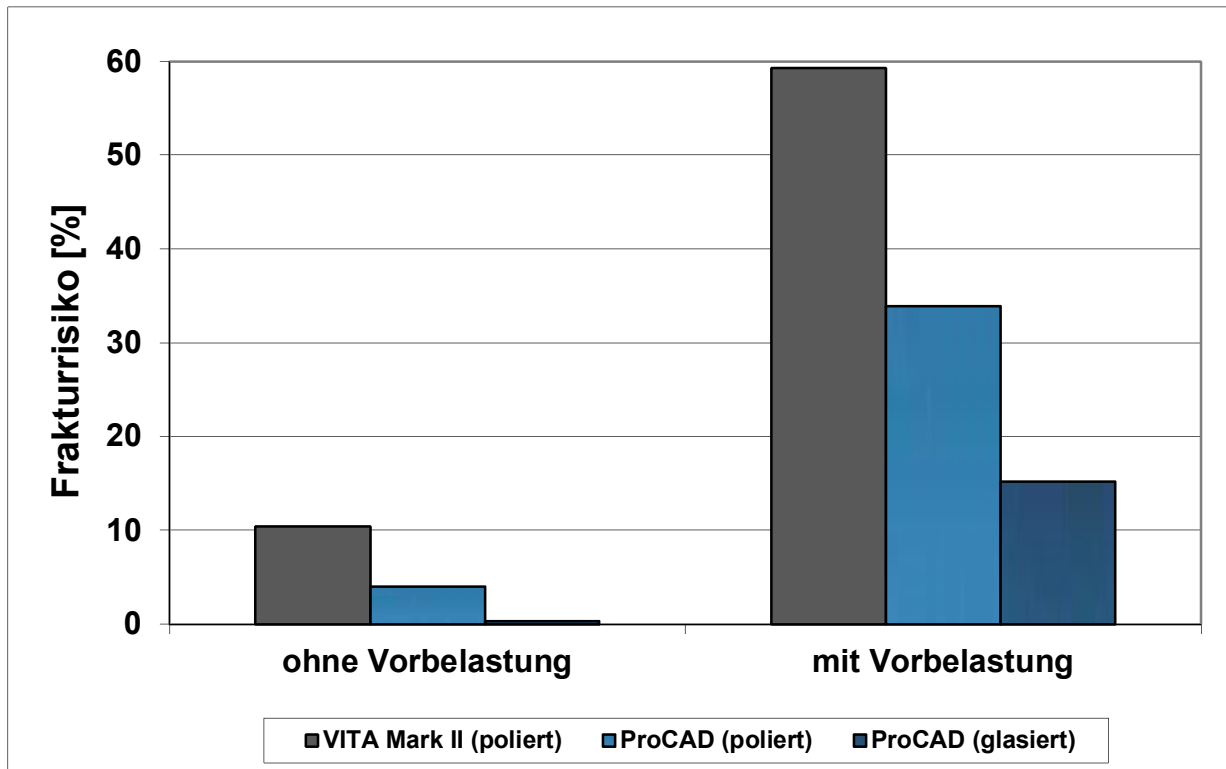


Abb. 5: Frakturrisiko von unbelasteten und belasteten Kronen [9]

- Die Bruchwahrscheinlichkeit von ProCAD-Kronen ist geringer als von VITA Mark II-Kronen.
- Das Frakturrisiko wurde bei allen Materialien durch die Vorbelastung im Kausimulator erhöht. Bei glasiertem ProCAD war die Differenz am kleinsten.

Auch bei größeren Belastungen (bis 2200 N), zeigt ProCAD eine signifikant geringere Bruchwahrscheinlichkeit als VITA Mark II (Kunzelmann KH, Zeitfestigkeit von CEREC-Kronen. Interner Bericht an Ivoclar Vivadent AG, 1997).

### 3.4 Vergleich der Bruchlast von geschliffenen und gepressten Kronen

CEREC-2-Kronen aus VITA Mark II (poliert) und aus ProCAD (poliert oder glasiert) wurden mit IPS Empress-Kronen verglichen, die in zwei verschiedenen Labors (Labor 1 und Labor 2) hergestellt wurden. Die Bruchlast wurde bestimmt, indem die unbelasteten und die vorbelasteten Kronen (50'000 Zyklen in wässriger Lösung / 200 N) in einer Universal-Prüfmaschine mit kontinuierlich zunehmender Kraft belastet wurden.

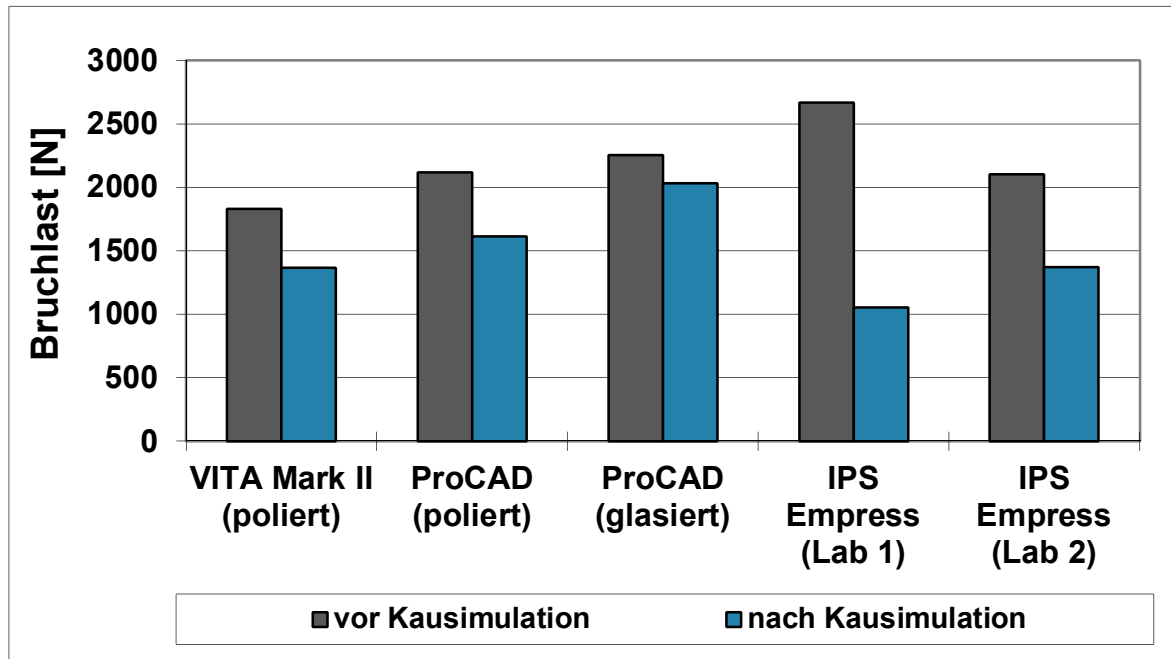


Abb. 6: Bruchlast von CAD/CAM und IPS Empress Kronen [10]

- Sowohl die glasierten wie auch die polierten ProCAD Kronen zeigen eine höhere Festigkeit als die VITA Mark II-Kronen.
- Nach Vorbelastung im Kausimulator (50'000 Zyklen bei 200 N) war der Rückgang der Bruchlast bei allen Materialien signifikant.
- Die laborgefertigten IPS Empress-Kronen zeigen nur ohne Vorbelastung eine höhere Bruchlast als die ProCAD Kronen.

### 3.5 Bruchlast im Vergleich zum natürlichen Zahn

Je 14 Kronen aus ProCAD (CEREC 3), VITA Mark II (CEREC 3) und Duceram LCF, wurden unter Verwendung verschiedener Konditionierungen (Mirage ABC, Porcelain Liner M) geprüft:

- a) Ätzen mit 4,9%iger Flußsäure, Auftrag von Mirage ABC silane
- b) Reinigung mit 65%iger Phosphorsäure; Auftrag vom Primer Porcelain Liner M

Die Befestigung der Kronen erfolgte mit Superbond C+B. Nach 24 Stunden Wasserlagerung wurde die Bruchlast entlang der Längsachse des Zahns auf einer Universalprüfmaschine gemessen. Als Vergleich dienten 7 natürliche Prämolaren (unpräpariert).

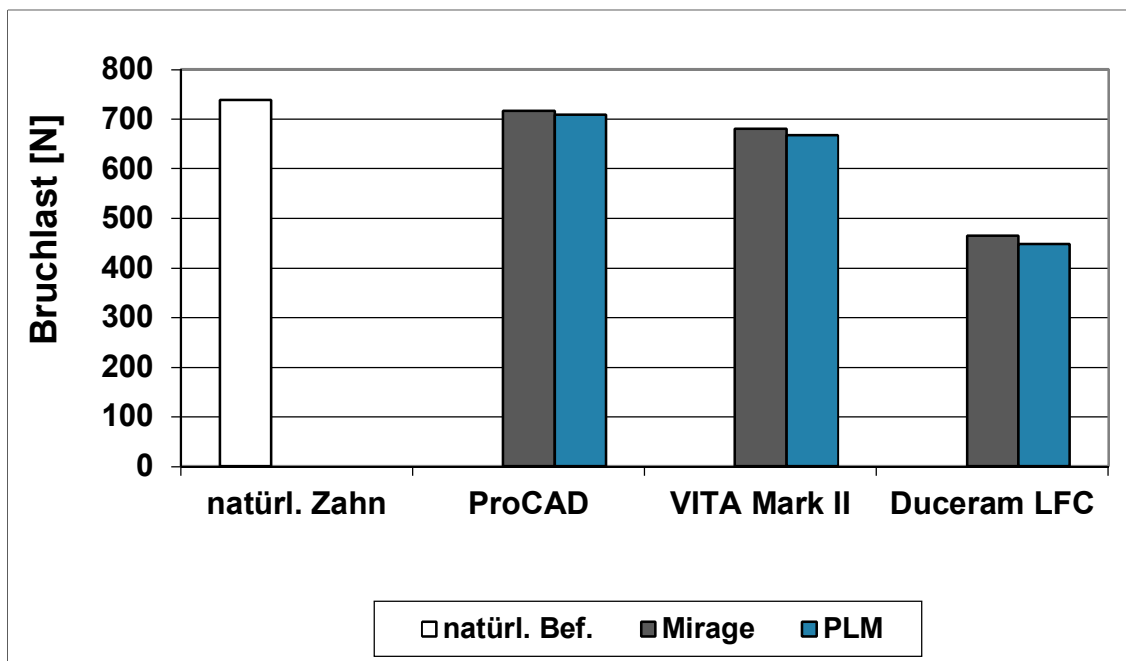


Abb. 7: Bruchlast von Kronen abhängig von der Konditionierung [11]

- Die zwei untersuchten Konditionierungen haben keinen signifikanten Einfluss auf die resultierende Bruchlast der Krone.
- Der natürliche Zahn unterscheidet sich in der Festigkeit nicht signifikant von den ProCAD-Kronen.

### 3.6 Einfluss der zirkulären Präparationstiefe auf die Bruchlast

Pro Präparationsform wurden je 24 CEREC-2-Kronen aus ProCAD und VITA Mark II einer extra-axialen Belastung von 30° ausgesetzt (Universalprüfmaschine).

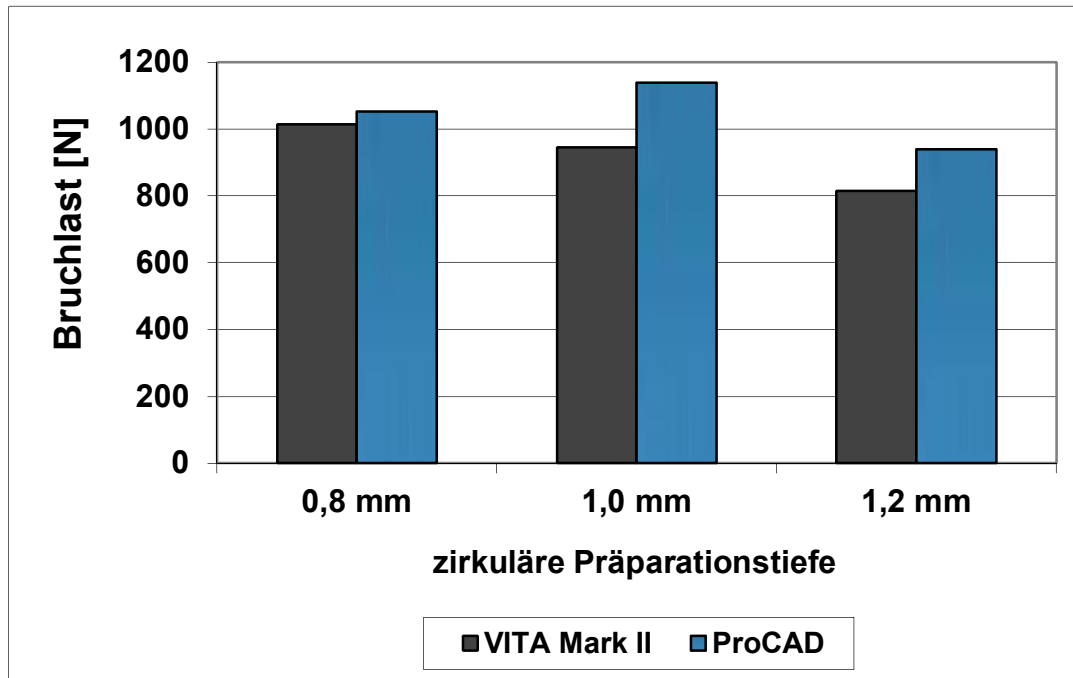


Abb. 8: Einfluss der Präparation auf die Bruchlast von CAD/CAM Kronen [12]

- Die Bruchlast der untersuchten Frontzahnkronen kann durch Erhöhung der zirkulären Präparationstiefe von 0,8 mm auf 1,2 mm nicht verbessert werden.
- Beide Materialien sind bei 1,2 mm am schwächsten.
- Bei ProCAD wurde ein signifikanter Abfall zwischen 1,0 und 1,2 mm beobachtet.
- ProCAD verfügt bei allen drei Ausführungen über eine höhere Bruchlast als VITA Mark II.

### 3.7 Einfluss der Oberflächen-Rauigkeit auf die Biegefestigkeit

Die Testkörper (n=15) aus VITA Mark II und ProCAD wurden mit Diamantfinierern von unterschiedlicher Korngröße (100, 30, 15, 8  $\mu\text{m}$ ) poliert. Anschließend wurde die Biegefestigkeit (ball-on-three-balls) in einer Universal-Prüfmaschine gemessen.

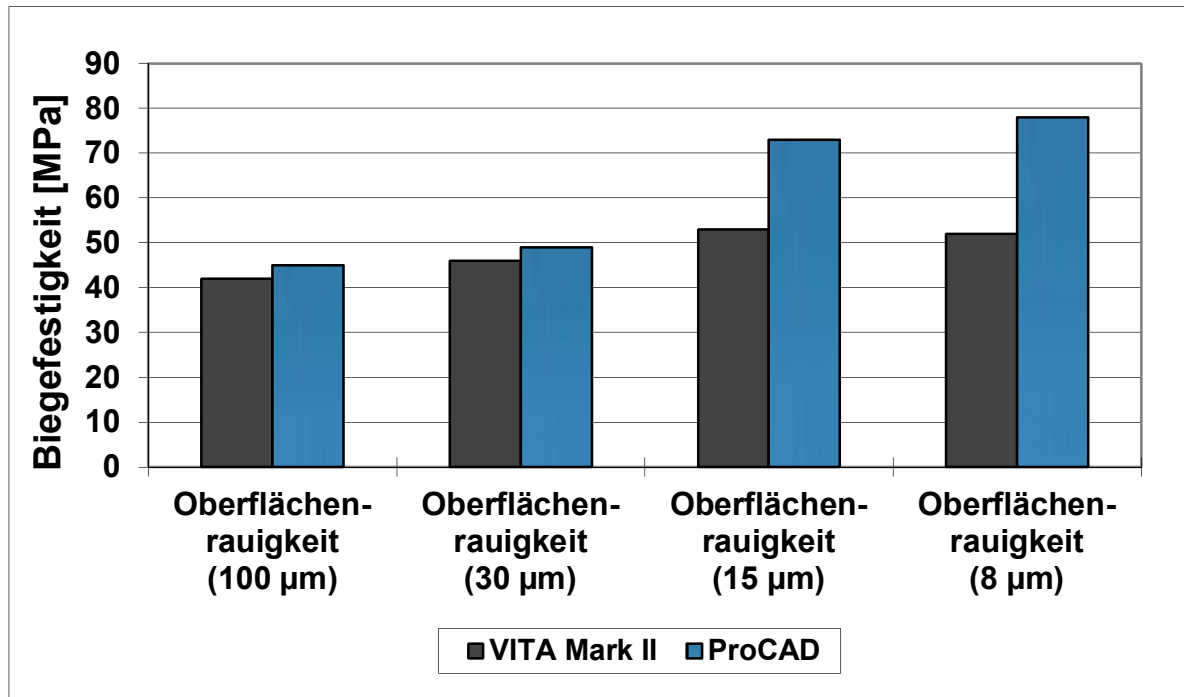


Abb. 9: Einfluss der Oberflächen-Rauigkeit auf die Biegefestigkeit von ProCAD und VITA Mark II [13]

- ProCAD besitzt eine höhere Biegefestigkeit als VITA Mark II.
- Bei ProCAD wurde die Festigkeit durch die Verwendung eines feineren Finierers (15 und 8  $\mu\text{m}$ ) signifikant erhöht.

### 3.8 Verschleißmessungen

#### 3.8.1 Verschleiß keramischer Materialien im Vergleich zu Amalgam

Die Proben wurden auf einem ACTA-Verschleißgerät  $10^5$  Zyklen ausgesetzt (CFA<sup>i</sup>-Verschleiß). Die Analyse erfolgte mittels Profilometrie [ $\mu\text{m}$ ].

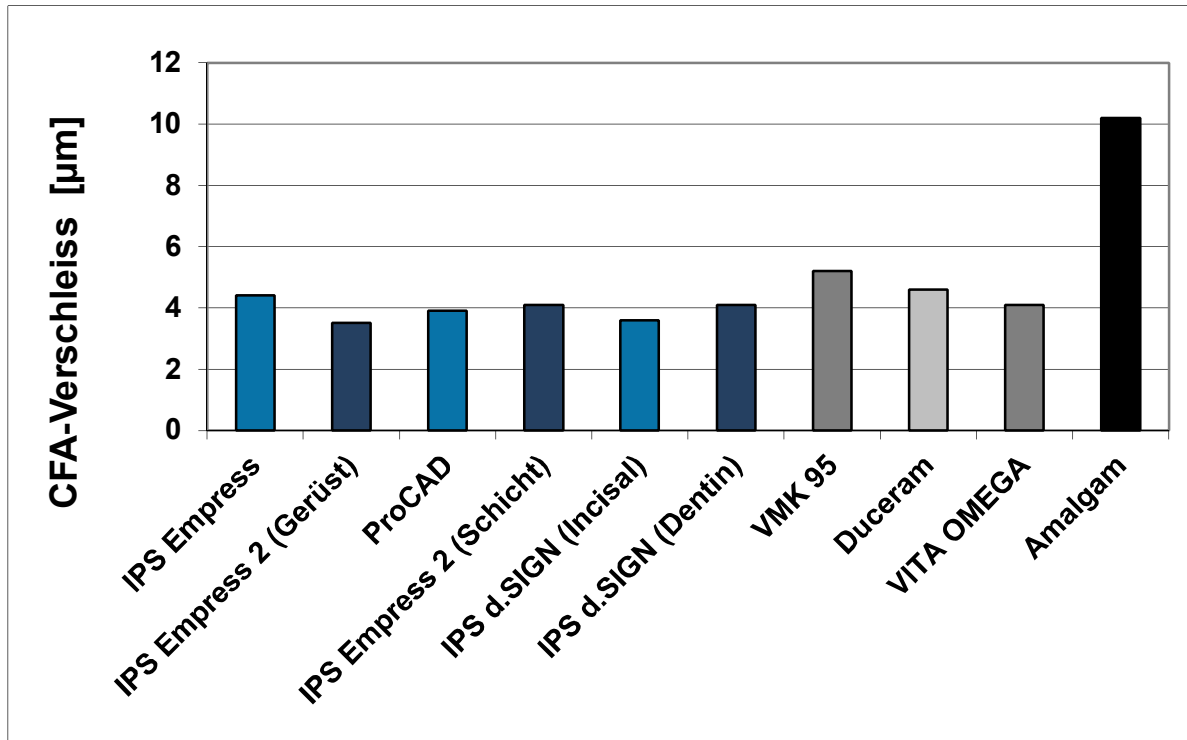


Abb. 10: Verschleiß keramischer Materialien im Vergleich zu Amalgam [14]

- ProCAD und alle anderen keramischen Materialien weisen einen signifikant niedrigeren Verschleiß auf als Amalgam.

<sup>i</sup> CFA: contact free area (Kontaktfreie Bereiche)



### 3.8.2 Schmelzabrieb durch keramische Materialien und Amalgam

Zur Ermittlung des Schmelzabriebs werden Halbkugeln ( $d=6\text{ mm}$ ) [15,16] aus den Versuchsmaterialien und planare Prüfkörper aus Rinderzähnen verwendet. Die Abrasion der Rinderzahnantagonisten konnte im Laser-Scanning-Mikroskop vermessen und volumetrisch ausgewertet werden. Ermittelt wurde der OCA-Verschleiss<sup>ii</sup>.

Versuchsparameter: Verschleißsimulation: Kaumaschine Typ Erlangen,  $2 \times 10^5$  Zyklen, 50 N, Thermocycling ( $5^\circ/55^\circ\text{C}$ ), Antagonist: Rinderschmelz.

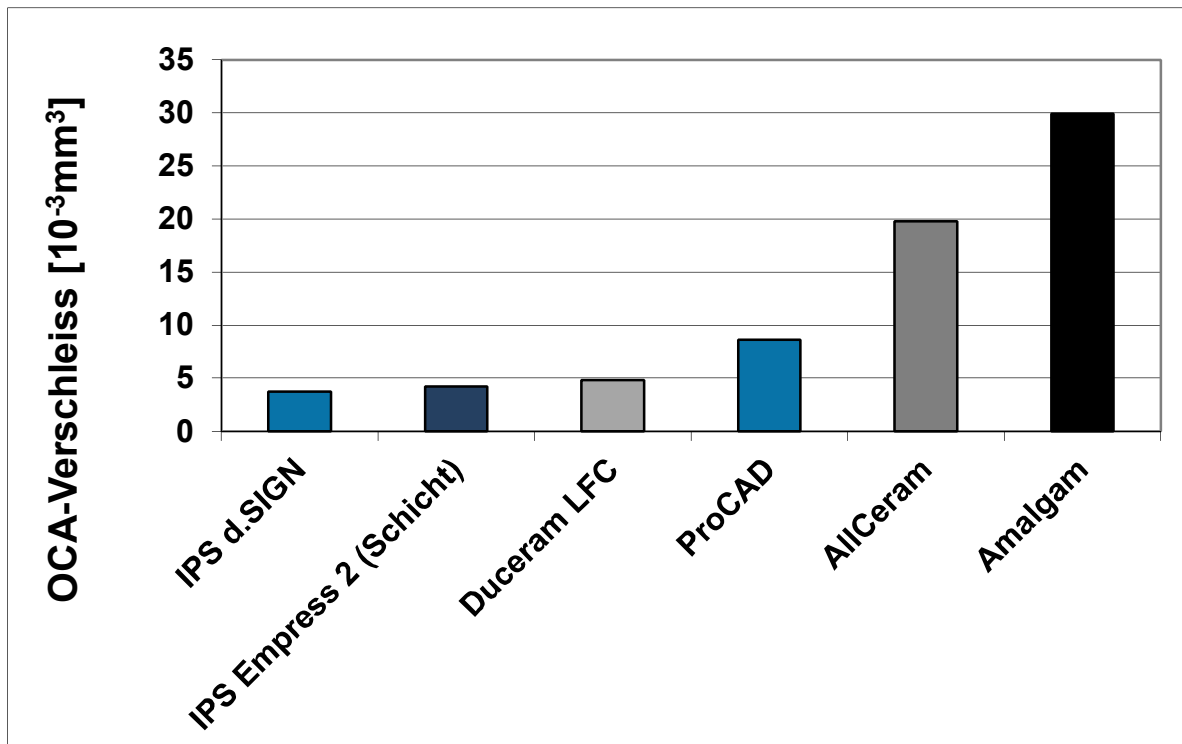


Abb.: 11: Schmelzabrieb durch keramische Materialien und Amalgam [15]

- ProCAD und weitere Keramiken verursachen einen viel kleineren Schmelzabrieb als Amalgam.

<sup>ii</sup> OCA: occlusal contact area (Kontaktbereich)

### 3.8.3 Verschleiß von Keramiken, Kompositen und Schmelz

Der durchschnittliche Verschleiß von je 6 CEREC-3-gefertigten Inlay-Restaurationen aus Keramik (VITA Mark II und ProCAD) und Kompositen (3M, GC) wurde im okklusalen Kontaktbereich nach Druckbelastung gemessen und mit einer Schmelzkontrollgruppe verglichen.

Versuchsbedingungen: thermozyklische Wechselbelastung (49 N, 1,7 Hz, 5°/55°C) über 1'200'000 Kauzyklen, zusätzliche Belastung durch Zahnbürsten und chemische Zersetzung.

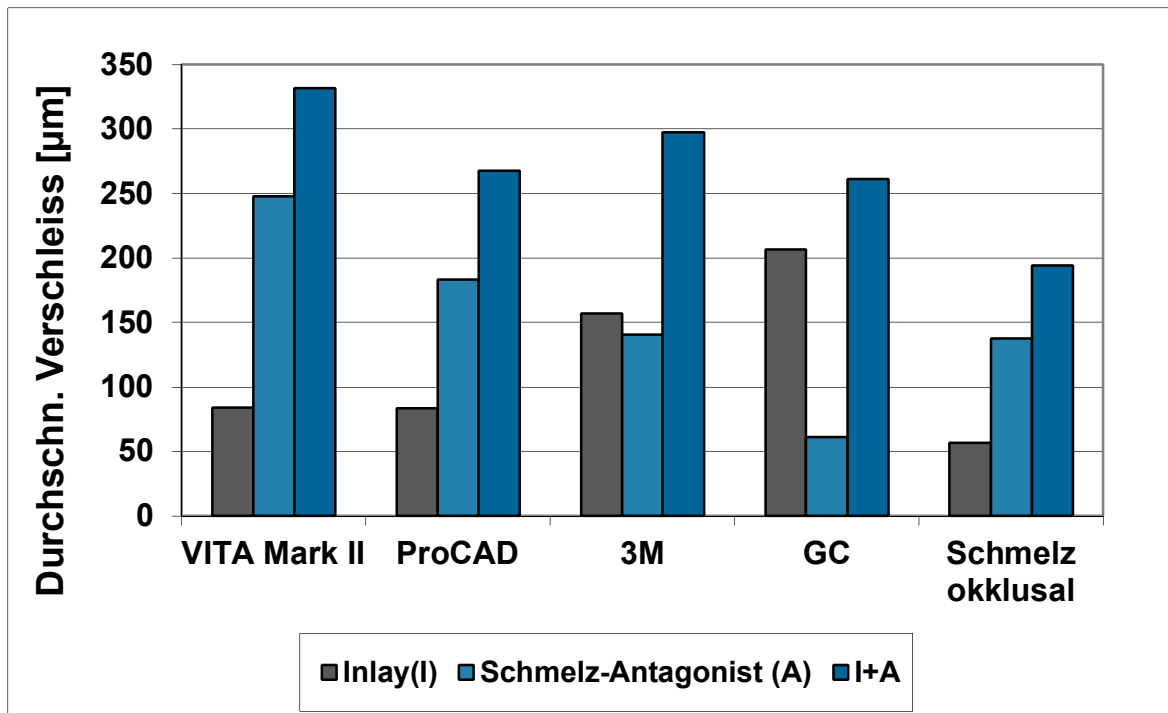


Abb. 12: Verschleiß von Keramiken, Kompositen und Schmelz [17]

- Der Verschleiß der Inlays ist bei den Keramiken signifikant kleiner als bei den Kompositen, aber immer noch größer als bei der Schmelzkontrollgruppe.
- Der Gesamtverschleiß (Inlay und Antagonist) ist bei ProCAD signifikant kleiner als bei VITA Mark II.

### 3.9 Scherhaftuntersuchungen an Leuzitkeramik

Die Langzeitfestigkeit der keramischen Restaurationen wird durch einen guten Haftverbund zum Zahn gewährleistet. IPS Empress CAD wird mit 3,5%iger Flusssäure geätzt und mit Monobond-S silanisiert.

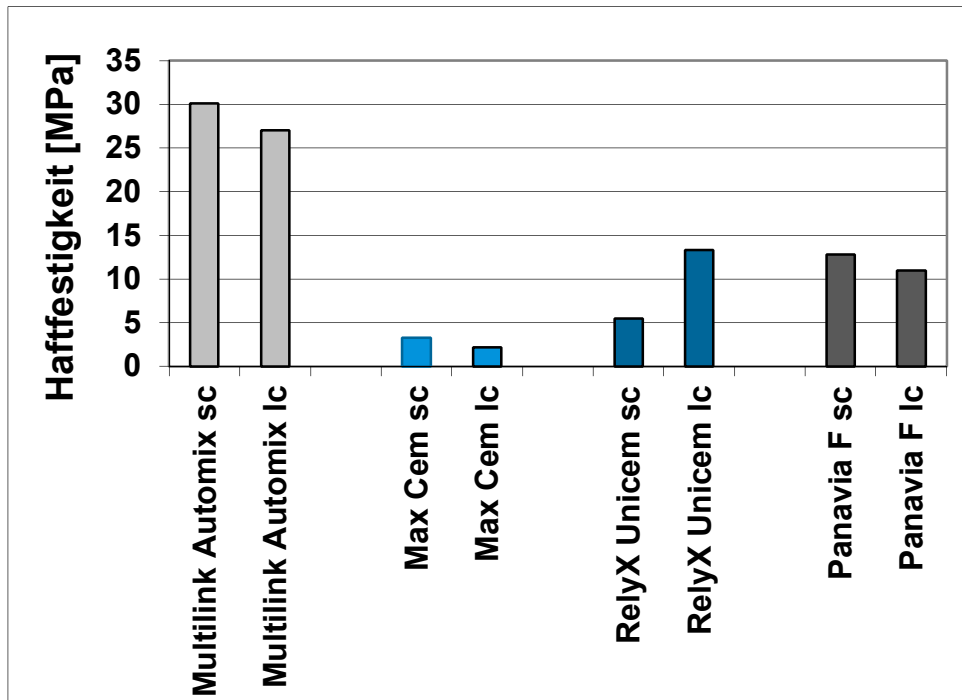


Abb. 13: Haftwertuntersuchung an Leuzit-Keramik mit verschiedenen Zementen (sc = selbsthärtend, Ic = dualhärtend) (Ivoclar Vivadent Amherst, USA, 2005)

- Multilink Automix liefert sowohl selbsthärtend wie auch dualhärtend sehr gute Haftwerte und kann deshalb für die Befestigung von IPS Empress CAD Restaurationen besonders empfohlen werden.

### 3.10 Rauigkeit polierter IPS Empress CAD Oberflächen

Auf IPS Empress CAD wurden verschiedene Kombinationen von OptraFine F, P und HP angewandt und nachfolgend der Glanz und die Oberflächenrauigkeit bestimmt.

Ein Glanz von >80% im Vergleich zum Referenzmaterial wird als gut bewertet.

Die Rauigkeit (Ra) hat ihre klinische Relevanz bei der Anlagerung bakterieller Plaques.

Geprüft wurden folgende Kombinationen von Finisher OptraFine F, Polisher OptraFine P und Diamantpolierpaste OptraFine HP (Anzahl Prüfkörper: je 8):

- OptraFine F/P + Diamantpolierpaste HP:  
Politur mit OptraFine F und OptraFine P während je 10 s, danach mit Polierpaste (OptraFine HP) während 30 s
- OptraFine F + Diamantpolierpaste HP:  
Politur mit OptraFine F während 10 s, danach mit Polierpaste (OptraFine HP) während 30 s

- Optrafine F/P:  
Politur mit OptraFine F und OptraFine P während je 20 s, ohne Polierpaste

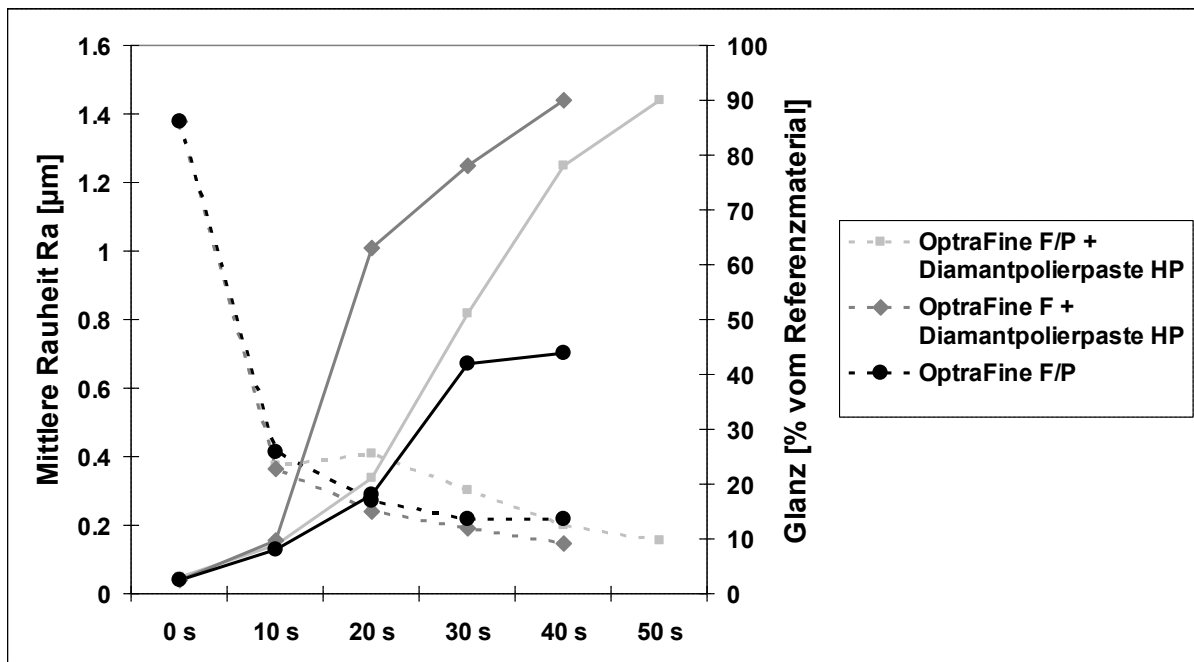


Abb. 14: Mittlere Oberflächenrauheit Ra (gestrichelte Linien) und Oberflächenglanz (durchgezogene Linien) von IPS Empress CAD nach verschiedenen Polierschritten in Abhängigkeit von der Polierzeit (10-50 s). (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2006)

- Mit allen drei Varianten erhält man glatte Oberflächen, aber es gibt große Unterschiede im Glanz.
- Ein guter Oberflächenglanz kann nur unter zusätzlicher Anwendung der Diamantpolierpaste OptraFine HP erreicht werden.

### 3.11 Schleifeffizienz

In der Dissertation von Thoma (Schleifeffizienz und Kantenqualität bei CEREC 3 Inlays, Overlays und Kronen, Universität Zürich, 2001) wurde die Schleifeffizienz von ProCAD und VITA Mark II untersucht. Für die Untersuchungen wurde das CEREC 3 Gerät mit der MCS Software V 3.35 verwendet.

Die Instrumentenstandzeiten wurden durch Formschleifen verschiedener Werkstücksformen (geometrischer Testkörper, Inlay, Overlay, Molarenkrone, Frontzahnkrone) ermittelt. Als Kriterium galt die Standzeit des Zylinderschleifers. Die Kegelschleifer wurden jeweils bei Bedarf ersetzt.

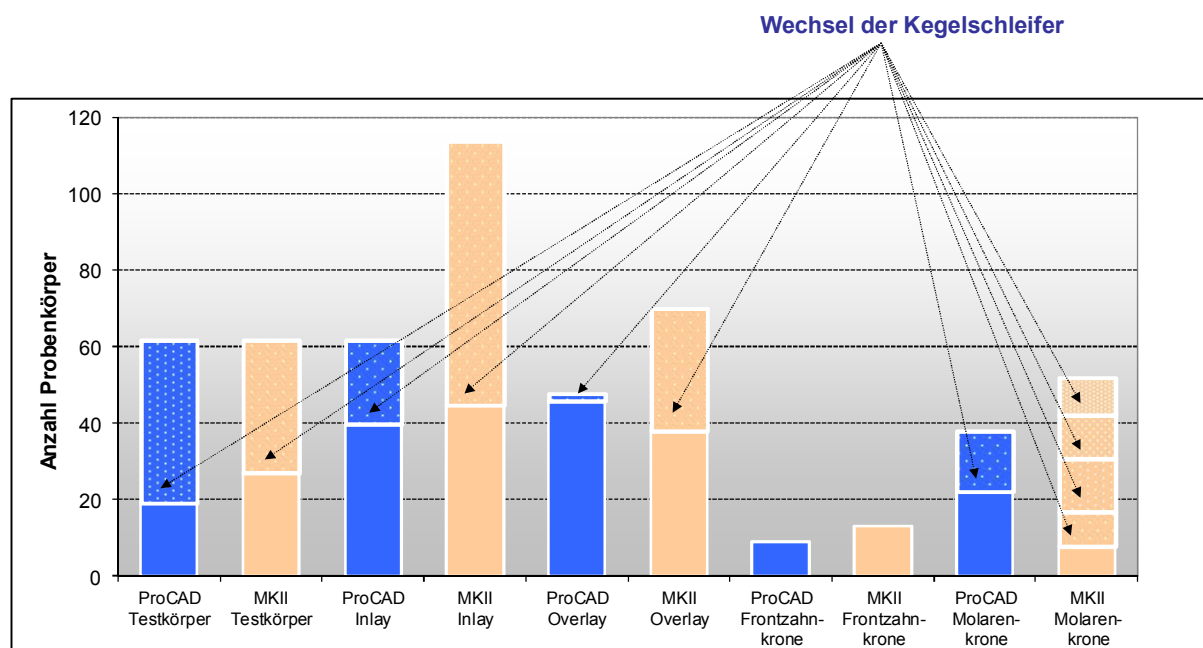


Abb. 15: Standzeiten der Zylinder- und Kegelschleifer (Dissertation Thoma, 2001)

	<b>ProCAD</b>	<b>VITA Mark II</b>
Anzahl geschliffene Einheiten	219	311
Anzahl benötigte Kegelschleifer	4	7
Anzahl benötigte Zylinderschleifer	5	5
<b>Anzahl geschliffene Einheiten pro Schleifer</b>	<b>24.3</b>	<b>25.9</b>

Tab. 1: Schleifeffizienz von zylindrischen und konischen Schleifern mit CEREC 3 (Dissertation Thoma, 2001)

- Die Auswertung der Anzahl geschliffenen Einheiten pro Schleifer, ergab für ProCAD einen vergleichbaren Verschleiß der Schleifgeräte wie für VITA Mark II.
- ProCAD verbraucht bei der Herstellung von Molarenkronen viel weniger Kegelschleifer als VITA Mark II. (ProCAD: 38 Molarenkronen / Kegelschleifer; VITA Mark II: 13 Molarenkronen / Kegelschleifer).

## 4. Klinische Studien

IPS Empress CAD unterscheidet sich vom Vorläuferprodukt ProCAD durch die Optimierung des Herstellprozesses.

Die Hauptkomponenten von IPS Empress CAD entsprechen denen von IPS Empress. Die exzellente Verträglichkeit von IPS Empress im Mund wird durch langjährige klinische Bewährung und Akzeptanz belegt. Nachfolgend sind daher Studien mit ProCAD und IPS Empress aufgeführt.

### 4.1 Klinische Studien mit ProCAD

#### 4.1.1 ACTA Amsterdam: Teilkronen

Studienort:	ACTA, Amsterdam, Niederlande
Titel:	Porcelain-veneered computer-generated partial crowns
Material:	Die Teilkronen wurden aus ProCAD Esthetic und VITAPAN hergestellt.
Studienaufbau:	Bei 27 Patienten wurden an 21 Unterkiefer- und an 17 Oberkiefermolaren Teilkronen eingegliedert.
Resultate [18]:	Während einer Beobachtungsdauer von 1-4 Jahren traten keine Frakturen auf. Nach 2 Jahren wiesen die Teilkronen eine Überlebensrate von 100% auf.

#### 4.1.2 Universität Freiburg: Teilkronen

Studienleiter:	Dr. Stappert, Universitätsklinikum, Freiburg i. Br., Deutschland
Titel:	Klinische Untersuchung mit vollkeramischen Lithiumdisilikat und CEREC 3 - gefertigten Teilkronen im Unterkiefermolarenbereich
Ziel:	Klinische Bewährung von vollkeramischen Teilkronen im Seitenzahnbereich (IPS e.max Press und ProCAD)
Studienaufbau:	Eingliederung von Kronen/Inlays aus IPS e.max Press (n=40) und ProCAD (n=40). Pro Gruppe maximal 20 avitale Pfeilerzähne, diese sollen durch vollkeramisches Stiftsystem stabilisiert werden.
Resultate:	Die Überlebensrate nach 36 Monaten betrug für IPS e.max Press 100%, für ProCAD 97% (1 Fraktur) [19; 20].
Schlussfolgerung:	Vollkeramische Teilkronen sowohl aus gepresster Keramik als auch aus CAD/CAM-Fertigung stellen verlässliche Behandlungsoptionen zur Restauration grösserer Defekte im Seitenzahnbereich dar.

#### 4.1.3 Universität Graz: Inlays, Onlays

Studienleiter:	Prof. Dr. G. Arnetzl, Graz, Österreich
Titel:	Total etch versus Self etch
Ziel:	Untersuchung über postoperative Sensibilität nach Anwendung von Excite DSC II/ Variolink II und AdheSE / Variolink II

- Studienaufbau: Eingliederung von 30 ProCAD Inlays und Onlays. Pro Patient werden je 2 Restaurationen (1x AdheSE und 1x ExciTE DSC II)
- Resultate: Bis zum jetzigen Zeitpunkt wurden keine negativen Vorkommnisse berichtet.

## **4.2 Klinische Studien mit IPS Empress**

### **4.2.1 11-Jahres Studie**

- Studienleiter: M. Fradeani, MD DDS, Department of Prosthodontics, Louisiana State University, USA
- Ziel: Klinische Evaluation von IPS Empress Kronen im hinteren und vorderen Zahnbereich
- Studienaufbau: Bei 54 Patienten wurden 125 Kronen (93 Frontzahn-, 32 Seitenzahnkronen) nach 4–11 Jahren nachkontrolliert. Die Qualität wurde anhand CDA- (California Dental Assoc.) und Ryge Kriterien beurteilt, das Bruchrisiko nach Kaplan-Meier ermittelt.
- Resultate [21-23]: Die geschätzte Überlebensrate (Kaplan-Meier) nach elf Jahren beträgt 95,2% (Frontzahnbereich: 98,9%, Seitenzahnbereich 84,4%). Nur sechs Kronen mussten ersetzt werden. Der größte Teil der Kronen wurde als exzellent beurteilt („alpha“).
- IPS Empress Kronen erreichen bei einer Tragedauer von 11 Jahren sehr gute Überlebensraten (vergleichbar oder besser als PFM-Kronen) und verfügen über exzellente Ästhetik. Um diese hohen Überlebensraten zu erreichen, müssen die Kronen zwingend adhäsiv befestigt werden.

### **4.2.2 8-Jahres Studie**

- Studienleiter: Prof. Dr. A. Petschelt, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Universität Erlangen-Nürnberg, Deutschland
- Ziel: Klinisch kontrollierte Studie von adhäsiv befestigten IPS Empress Restaurationen von nicht schmelzbegrenzten Zähnen. Untersuchung der Abrasion von IPS Empress-Restaurationen, der Klebefuge und der Gegenzähne.
- Studienaufbau: 23 Onlays mit Höcker-Rekonstruktion und 73 Inlays wurden adhäsiv befestigt (Ätztechnik und Dentin Konditionierung mit Syntac, Befestigungskomposit Tetric, Dual Cement, Variolink low oder Variolink Ultra).
- Resultate [24; 25]: Die Überlebensrate nach 8 Jahren klinischem Einsatz beträgt 92%.
- Nach vier Jahren mussten nur sieben der 96 Restaurationen (7%) ersetzt werden, 90% der Restaurationen wurden als „in guter Verfassung“ beurteilt. Nach zwei Jahren wurde an den Restaurationen im okklusalen Kontaktbereich eine Abrasion von durchschnittlich 3 µm festgestellt, an den Hauptantagonisten eine Abrasion von durchschnittlich 21 µm. An den kontaktfreien Zonen wurde kein Materialverlust festgestellt.

#### 4.2.3 6-Jahres Studie

- Studienleiter:** M. Fradeani, MD DDS, Department of Prosthodontics, Louisiana State University, USA
- Ziel:** Klinische Bewährung von Keramikveneers im Frontzahnbereich während 6-12 Jahren Beobachtungszeit.
- Studienaufbau:** 182 Keramikveneers (143 IPS Empress, 39 VITADUR ALPHA) wurden bei 46 Patienten eingesetzt. Die mittlere Beobachtungszeit beträgt 5,69 Jahre. Ermittelt wurde die Kaplan-Meier Überlebensrate. Beurteilung der Veneers gemäss CDA/Ryge Kriterien.
- Resultate [26; 27]:** Die meisten Veneers erhielten gemäss CDA/Ryge-Kriterien die beste Bewertung (A).  
Die Überlebensrate nach Kaplan-Meier beträgt für die 182 Veneers über 12 Jahre 94,4%. Um diesen Erfolg zu erreichen, müssen die Veneers zwingend mittels korrekter Adhäsivtechnik befestigt werden.

#### 4.2.4 4-Jahres Studie

- Studienleiter:** Dr. D. Edelhoff, Klinikum für Zahnärztliche Prothetik, Universitätsklinikum RWTH, Aachen, Deutschland
- Ziel:** Überprüfung der klinischen Zuverlässigkeit von IPS Empress-Kronen in Abhängigkeit von zwei verschiedenen Befestigungsmethoden
- Studienaufbau:** 1992-1998 wurden an 110 Patienten 423 Kronen im Front- und Seitenzahnbereich beider Kiefer definitiv eingegliedert. Davon wurden 250 Kronen (96 konventionell, 154 adhäsiv befestigt) an 71 Patienten mindestens einmal nachuntersucht. Die durchschnittliche Tragedauer betrug jeweils über 4 Jahre. Bei der Nachuntersuchung wurden verschiedene Parameter überprüft (Plaque, postoperative Sensibilität, Sekundärkaries, Ästhetik).
- Resultate [28]:** Die Überlebensrate beträgt für konventionell befestigte Kronen 97,9%, für adhäsiv befestigte 98,1%. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Frakturraten für beide Befestigungsverfahren ermittelt werden.

### 4.3 Zusammenfassung

Heintze *et al.* [29] analysierten die Frakturnrate von Kronen aus IPS Empress, auch im Bezug auf die Art des restaurierten Zahnes. In der SCOPUS Datenbank wurden sieben Studien gefunden. Insgesamt wurden 1487 Kronen adhäsiv befestigt und 81 Kronen konventionell. Nach einer mittleren Beobachtungszeit von  $4,5 \pm 1,7$  Jahren brachen 57 adhäsiv befestigte Kronen (das entspricht 3,8% Frakturen). Die Frakturnrate war in Molaren und Eckzähnen höher als in Schneidezähnen oder Prämolaren. Bei den konventionell befestigten Kronen wurde nach einer mittleren Beobachtungszeit von  $1,6 \pm 0,8$  Jahren eine Fraktur gefunden. Auf Grund der geringen Anzahl an Kronen konnten hier keine weiteren Schlüsse gezogen werden. Insgesamt zeigt IPS Empress eine gute klinische Eignung, die, da es sich um dasselbe Material handelt, auch auf IPS Empress CAD übertragen werden kann.



## 5. Biokompatibilität

### 5.1 Einleitung

Keramikmaterialien, die in der Zahnheilkunde verwendet werden, gelten als außerordentlich „biokompatibel“ [30-33]. Mit Biokompatibilität wird allgemein eine gute (Gewebe-) Verträglichkeit gemeint [33] bzw. die Eigenschaft von Materialien, keine oder nur sehr geringe Reaktionen mit dem Körpergewebe auszulösen. Das heißt, ein Dentalwerkstoff ist dann „biokompatibel“, wenn er von den Materialeigenschaften und der Funktion in die biologische Umgebung des Körpers passt und keine unerwünschten Reaktionen hervorruft [34].

Der gute Ruf der Keramik betreffend der Biokompatibilität [30; 35] ist in den letzten 40 Jahren gewachsen und hat sicher mit den besonderen Materialeigenschaften zu tun: Durch die Schmelz- und Sintervorgänge in der Produktion und Herstellung werden alle leichtflüchtigen Substanzen eliminiert. Außerdem sind folgende Eigenschaften für die gute Verträglichkeit von Dentalkeramiken verantwortlich.

- Unbedenkliche Inhaltsstoffe (hauptsächlich Oxide von Silizium, Aluminium, Natrium und Kalium) [30; 35; 36]
- Sehr geringe Löslichkeit [55]
- Hohe Stabilität im aggressiven Mundmilieu, auch gegen saure Medien [30; 35]
- Geringe Tendenz zur Plaqueanlagerung [30; 35]
- Keine störenden Interaktionen mit anderen Werkstoffen [30; 35]
- Keine chemische Degradation unter Bildung von Abbauprodukten [30; 35]

Prinzipiell können Keramiken daher auch als „bioinert“ [33] bezeichnet werden.

Die Hauptkomponenten von IPS Empress CAD entsprechen denen von IPS Empress. Die exzellente Verträglichkeit von IPS Empress im Mund wird durch langjährige klinische Bewährung (siehe Kapitel 4) und Akzeptanz belegt. Nachfolgend sind daher teilweise die Biokompatibilitätseigenschaften von IPS Empress aufgelistet, die auf IPS Empress CAD übertragen werden können.

### 5.2 Chemische Beständigkeit von IPS Empress CAD

Dentalwerkstoffe sind im Mund einer großen Bandbreite von pH-Werten und Temperaturen ausgesetzt. Chemische Beständigkeit ist daher eine wichtige Voraussetzung für alle Dentalmaterialien.

Gemäß Anusavice [30] gelten Keramiken als die beständigsten Dentalmaterialien.

Chemische Löslichkeit von IPS Empress CAD (nach ISO 9663):

	<b>Chem. Löslichkeit [<math>\mu\text{g}/\text{cm}^2</math>]</b>	<b>Grenzwert nach Norm [<math>\mu\text{g}/\text{cm}^2</math>]</b>
IPS Empress CAD	25	< 100

(Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2006)

- Die chemische Löslichkeit von IPS Empress CAD liegt weit unter dem in der Norm festgelegten Grenzwert.

### 5.3 Zytotoxizität

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

Die Prüfung auf *in vitro*-Toxizität wurde bei NIOM, Scandinavian Institute of Dental Material, Haslum (N) mittels direktem Zellkontakt durchgeführt. Der Test erfolgte gemäss der Norm ISO 10993-5: Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for *in vitro* cytotoxicity.

Dabei wurden in der Zytotoxizität keine statistischen Unterschiede zwischen den Keramiken gefunden (Abb. 16). In allen Versuchen mit Keramiken betrug die Viabilität der Zellen über 80% bis 100%, das heißt, die Zellen verhielten sich wie unbehandelte Kontrollzellen. Wurde allerdings Komposit eingesetzt, zeigte sich ein deutlicher Unterschied: die Viabilität war in diesem Fall auf circa 20% herabgesetzt [37].

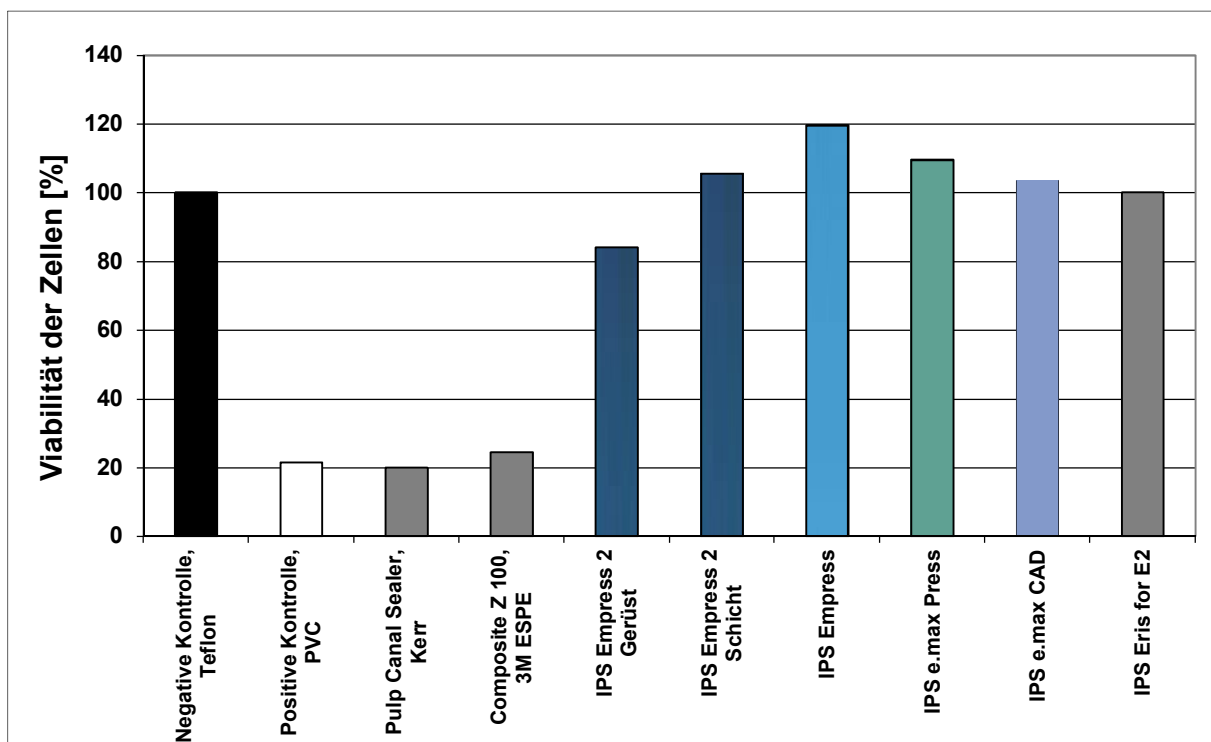


Abb. 16: Zytotoxizitätstest – Vergleich verschiedener Keramiken und Komposite (Direkter Zellkontakttest [37])

Auch Baumann und Heidemann [38] bestimmten die Zytotoxizität von IPS Empress in Zellkulturen von Zahnfleisch-Fibroblasten. Lorenz [39] untersuchte 1994 in Langzeitversuchen (bis zu 7 Wochen) das Verhalten von Explantatkulturen und

Fibroblastenzellen im Kontakt mit IPS Empress Material. Auch diese Tests bestätigten die gute Zellverträglichkeit von IPS Empress Keramik.

- Unter den gewählten Versuchsbedingungen wurde für IPS Empress kein zytotoxisches Potential festgestellt.

#### 5.4 Sensibilisierung, Irritation

Cavazos [40], Henry *et al.* [41] und Allison *et al.* [42] zeigten, dass Dentalkeramik – im Gegensatz zu anderen Dentalmaterialien – im Kontakt mit der Mundschleimhaut keine negative Reaktion auslöst. Mitchell [43] sowie Podshadley und Harrison [44] zeigten mit Implantat-Versuchen, dass glasierte Keramik nur zu einer sehr geringen entzündlichen Reaktion führt und weit weniger reizend wirkte als andere akzeptierte Dentalmaterialien wie Gold und Kunststoff.

Da eine direkte Irritation der Schleimhautzellen durch die Keramik praktisch ausgeschlossen werden kann, ist eine allfällige Reizung im Allgemeinen auf eine mechanische Einwirkung zurückzuführen. Diese kann durch Befolgen der Anleitungshinweise für IPS Empress CAD im Normalfall vermieden werden.

- Keramik besitzt kein – oder im Vergleich zu anderen Dentalmaterialien ein geringeres – irritierendes oder sensibilisierendes Potential.

#### 5.5 Radioaktivität

Im Zusammenhang mit Dentalkeramik gibt es immer wieder kritische Anmerkungen zu einer möglichen Radioaktivität. Der Ursprung liegt darin, dass in den 70er Jahren in einigen Metallkeramikprodukten sehr geringe Mengen an radioaktiven Fluoreszenzstoffen eingesetzt wurden [45-47]. Dazu gab es auch Berechnungen über eine mögliche Strahlenbelastung ausgehend von der im Mund eingesetzten Keramik [48]. Da es seit Anfang der 80er Jahren ausreichend Alternativen gibt die Fluoreszenz ohne radioaktive Zusätze zu erreichen, ist davon auszugehen, dass alle wichtigen Hersteller schon in den 80er Jahren auf solche Zusätze verzichteten.

Trotzdem können mögliche Quellen von Radioaktivität nicht so einfach ausgeschlossen werden. Geringste Verunreinigungen an Uran oder Thorium in den zum Teil natürlich eingesetzten Rohstoffen oder den Farbzusätzen sind nicht einfach zu eliminieren [45]. Daher wurde in den Keramiknormen (EN ISO 6872; EN ISO 9693; ISO 13356) bestimmt, dass keine radioaktiven Zusätze erlaubt sind und Grenzwerte für die maximal tolerierbare Radioaktivität festgelegt.

Für IPS Empress CAD wurde mittels  $\gamma$ -Spektrometrie folgende Radioaktivität gemessen.

	<sup>238</sup> U [Bq/g]	<sup>232</sup> Th [Bq/g]
IPS Empress CAD	< 0.03	< 0.03
Grenzwert nach ISO 6872:1995/Amd.1:1997(E)	1.000	-

Forschungszentrum Jülich (2006)

- Die Radioaktivität von IPS Empress CAD liegt weit unter dem nach Norm geforderten Grenzwert. (Zum Vergleich: die Aktivitäten der Erdkruste liegen für <sup>238</sup>U und <sup>232</sup>Th im Bereich von 0.03 Bq/g)

### **5.6 *Biologische Risiken für Anwender und Patienten***

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

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

Auch für den Patienten ist das biologische Risiko ausgehend vom Keramikmaterial als sehr gering einzustufen. Aufnahme von abradiierter Keramik oder Verschlucken von Keramikabplatzungen sind als unbedenklich anzusehen. Bei korrekter Indikationsstellung und Passung sind weder lokale noch systemische Nebenwirkungen zu erwarten [45; 49].

### **5.7 *Schlussfolgerung***

Dentalkeramiken wie IPS Empress CAD verfügen über eine gute Biokompatibilität. Von Dentalkeramiken geht insgesamt ein sehr geringes gesundheitliches Risiko aus. Daher sind die Keramiken im Dentalgebiet als Materialien der Wahl zu bezeichnen.

Aufgrund der vorhandenen Daten und dem heutigen Wissensstand kann festgehalten werden, dass IPS Empress CAD kein toxisches Potential aufweist. Bei Anwendung gemäss Herstellervorschriften besteht weder für Patienten, Zahntechniker noch Zahnärzte eine Gefährdung der Gesundheit.

## 6. Quellenverzeichnis

1. Haller B, Bischoff H, Höland W. Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik Ein Leitfaden für Praxis und Labor. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1993.
2. Höland W, Beall G. Glass-Ceramic Technology. The American Ceramic Society; 2002.
3. Witkowski S. (CAD-)/CAM in Dental Technology. QDT 2005;1-15.
4. Mörmann W. CAD/CIM in Aesthetic Dentistry. CEREC 10 Year Anniversary Symposium. 1996.
5. Richter B, Mörmann W. Cerec 3 Full-Ceramic CAD / CAM Inlays and Partial Crowns. Vol 4 (Englisch). Universität Zürich; 2001.
6. Mörmann W, Ender A. Cerec 3D Design, Vollkeramische CAD/CAM Inlays, Teilkronen, Kronen und Veneers, Band 5. CAD/CAM Bibliothek; 2005.
7. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. Compend Contin Educ Dent 2002;23:911-924.
8. Masek RT. Achieving high-level esthetics with CEREC. Compend Contin Educ Dent 2001;22:19-26.
9. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelman KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1999;82:468-475.
10. Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Fracture load of all-ceramic CAD/CAM molar crowns. IADR-CED-97 1997;1:111.
11. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. Journal of Prosthetic Dentistry 2004;91:247-252.
12. Claas H, Jahn C, Schäfers F, Rinke S, Hüls A. Fracture strength of CAD/CIM-fabricated anterior crowns. J Dent Res 2000;79:183.
13. Graf A, Sindel J, Kern A, Petschelt A. Influence of surface roughness on strength of machinable dental materials. J Dent Res 1998;77:941.
14. Rumi K, Lehner CH, Petschelt A, Pelka M. Wear and antagonist wear of ceramic materials. J Dent Res 2000;79:541.
15. Lohbauer U, Pelka M, Petschelt A. In vitro wear simulation of dental ceramics by an artificial mouth. J Dent Res 2001;80:557.
16. Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A, Pelka M. Abrasion und Gegenzahnabrasion moderner Verblendkeramiken: Simulation im Kausimulator. Dtsch Zahnärztl Z 2002;57:D 24.
17. Schultz CB. Passgenauigkeit, marginale Adaptation und okklusale Abrasion von Cerec inlays. Dissertation 2001;0:0.
18. Denissen HW, El-Zohairy AA, Van Waas AJ, Feilzer AJ. Porcelain-veneered computer-generated partial crowns. Quintessence Int 2002;33:723-730.
19. Guess PC, Stappert CF, Strub JR. Erste klinische Ergebnisse einer prospektiven Studie an IPS-e.max-Press- und Cerec-ProCAD-Teilkronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006;116:493-500.

20. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent* 2009;37(8):627-37.
21. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33:503-510.
22. Fradeani M, Redemagni M. Klinische Evaluation von leuzitverstärkten glaskeramischen Kronen über 11 Jahre. *Die Quintessenz* 2003;54:379-386.
23. Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:129-133.
24. Krämer N, Petschelt A, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years in vivo. *Journal of Dental Research (Spec Iss A)* 2002;81.
25. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005;21:262-271.
26. Fradeani M. Six-year follow-up with Empress veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:217-225.
27. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:9-17.
28. Edelhoff D, Horstkemper TH, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M. Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;5:326-330.
29. Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns - a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(2):129-33.
30. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
31. McLean J. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
32. Roulet J, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 1989.
33. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
34. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001;86:203-209.
35. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
36. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48:625-628.
37. Dahl JE (2004). ISO 10993-5: Biological evaluation of medical devices - Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity. Section 8.3: NIOM, pp. 3.
38. Baumann MA, Heidemann D. Biocompatibility of dental inlay ceramics. *Intern Symp on Computer Restorations* 1991;1:373-376.
39. Lorenz. Verhalten primärer humaner Epithelzellen und Gingivafibroblasten unter dem Einfluss verschiedener Dentalkeramiken. Eine in vitro-Untersuchung; Dissertation, Uni Frankfurt a.Main, 1994
40. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. *J Prosthet Dent* 1968;20:143-153.

41. Henry PJ, Johnston JF, Mitchell DF. Tissue changes beneath fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1966;16:937-947.
42. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
43. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. J Am Dent Assoc 1959;59:954-966.
44. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
45. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.
46. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. Br Dent J 1974;136:101-106.
47. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:860.
48. Sairenji E, Moriwaki K, Shimizu M, Noguchi K. Estimation of radiation dose from porcelain teeth containing uranium compound. J Dent Res 1980;59:1136-1140.
49. Mackert JR. Side-effects of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:90-93.

---

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten ("Information"). 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 vergleichbaren 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 AG  
Forschung & Entwicklung  
Wissenschaftlicher Dienst  
Bendererstrasse 2  
FL - 9494 Schaan  
Liechtenstein

Inhalt: Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel / Dr. Kathrin Fischer  
Ausgabe: Oktober 2011  
Ersetzt Ausgabe von: November 2006

---