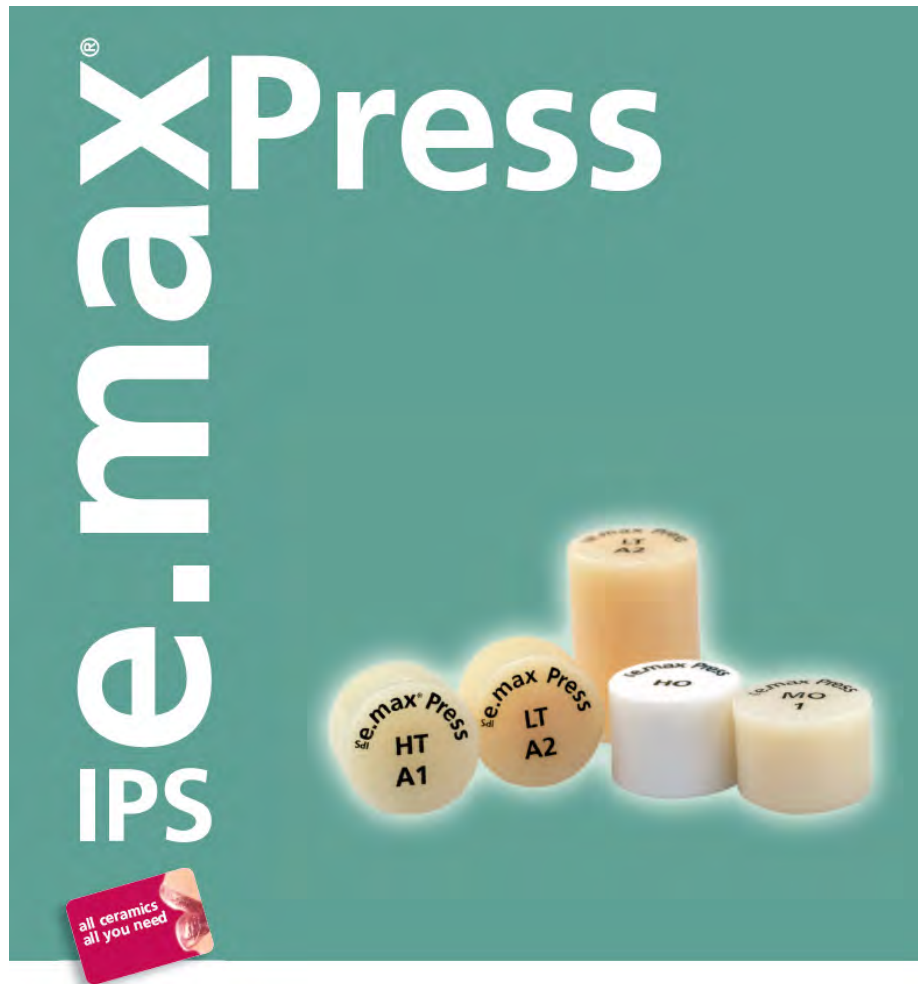


IPS e.max[®] Press



Wissenschaftliche Dokumentation

Inhalt

1. Einleitung	3
1.1 IPS e.max Produktsystem – ein System für alle Indikationen.....	3
1.2 IPS e.max Press	4
2. Technische Daten	6
3. Werkstoffkundliche Untersuchungen	7
3.1 Physikalische Eigenschaften.....	7
3.2 Biegefestigkeit.....	7
3.3 Bruchzähigkeit	9
4. In vitro – Untersuchungen	11
4.1 Festigkeit von vollkeramischen Seitenzahnkronen	11
4.2 Bruchkräfte dreigliedriger Seitenzahnbrücken.....	12
4.3 Lichttransmission	13
4.4 Passgenauigkeit.....	16
4.5 Bruchfestigkeit von Teilkronen	17
4.6 Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen	18
4.7 Überlebensrate von Molarenkronen im Kausimulator	19
4.8 Befestigung von IPS e.max Press	19
4.9 Antagonistenverschleiß	22
5. Klinische Studien	26
5.1 PD Dr. Edelhoff, Universitätsklinikum Aachen	26
5.2 Prof. Dr. Kern, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel.....	26
5.3 Prof. Dr. Anusavice, University of Florida, Gainesville; Dr. Esquivel-Upshaw, University of Texas Health Center, San Antonio.....	27
5.4 Dr. Stappert, Universitätsklinikum, Freiburg i. Br.	30
5.5 Prof. Dr. Watson, King's College, London.....	30
5.6 Prof. Dumfahrt, Universitätsklinik, Innsbruck.....	32
5.7 The Dental Advisor	32
5.8 Prof. Dr. K. Böning, Technische Universität Dresden.....	33
5.9 Dr. A. Peschke, ZA R. Watzke, Interne Klinik, Ivoclar Vivadent AG, Schaan	33
5.10 Zusammenfassung	33
6. Biokompatibilität	34
6.1 Einleitung	34
6.2 Chemische Beständigkeit	34
6.3 Zytotoxizität	34
6.4 Sensibilisierung, Irritation.....	35
6.5 Radioaktivität.....	36
6.6 Biologische Risiken für Anwender und Patienten.....	36
6.7 Klinische Erfahrung	37
6.8 Schlussfolgerung	37
7. Quellenverzeichnis	37

1. Einleitung

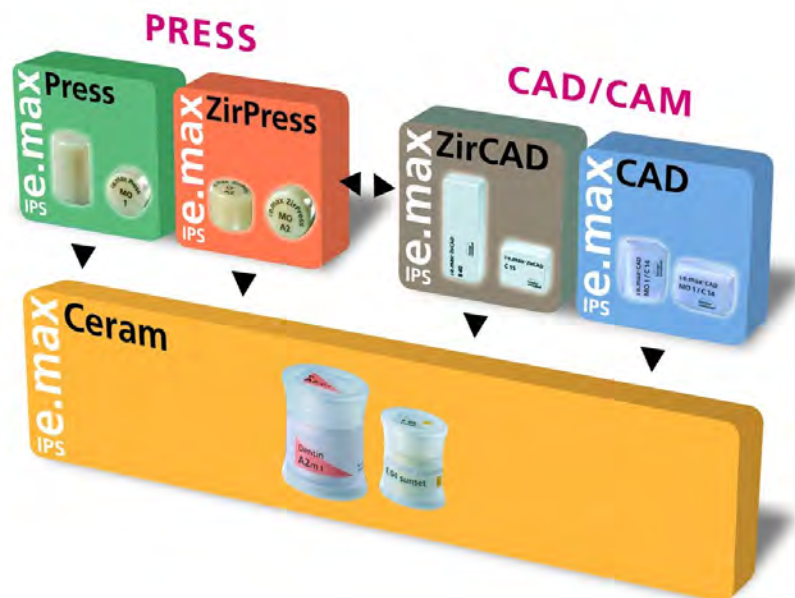
1.1 IPS e.max Produktsystem – ein System für alle Indikationen

IPS e.max ist ein innovatives Vollkeramiksystem, mit dem Sie alle vollkeramischen Indikationen – vom dünnen Veneer bis zur 12-gliedrigen Brücke – realisieren können.

IPS e.max umfasst hochästhetische und hochfeste Materialien sowohl für die Press- als auch die CAD/CAM-Technologie. Zum System gehören innovative Lithiumdisilikat- Glaskeramiken vor allem für Einzelzahnrestaurationen und hochfestes Zirkoniumoxid für weitspannige Brücken.

Jeder Patientenfall hat seine eigenen Anforderungen und Ziele. IPS e.max wird diesen Ansprüchen gerecht, denn dank seiner Systemkomponenten bekommen Sie genau das, was Sie brauchen:

- Im Bereich der Press-Technologie steht mit IPS e.max Press eine hochästhetische Lithiumdisilikat-Glaskeramik und mit IPS e.max ZirPress ein Fluor-Apatit Glaskeramikrohling für die schnelle und effiziente Überpresstechnik von Zirkoniumoxid zur Verfügung.
- Im Bereich der CAD/CAM-Technologie verwenden Sie je nach Patientenfall den innovativen Lithiumdisilikat-Block IPS e.max CAD oder das hochfeste Zirkoniumoxid IPS e.max ZirCAD.
- Die Nano-Fluor-Apatit Schichtkeramik IPS e.max Ceram, die als verbindendes Glied zur Charakterisierung/Verblendung aller IPS e.max Komponenten eingesetzt wird – egal ob Glas- oder Oxidkeramik – vervollständigt das IPS e.max System.



1.2 IPS e.max Press

1.2.1 Material/ Herstellung



IPS e.max Press sind Pressrohlinge (Abb. 1) aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik (LS_2) in unterschiedlichen Opazitätsstufen (HT, LT, MO, HO).

Sie können zur Herstellung von Gerüsten oder von vollanatomischen (auch teilreduzierten) Restaurationen verwendet werden.

Abb. 1: IPS e.max Press Rohlinge

Die Entwicklung beruht auf einer Glaskeramik aus dem Lithiumsilikat-System (Abb. 2). Durch neue Technologien und optimierte Verfahrensparameter werden Fehlstellenausbildungen im Volumen der Rohlinge vermieden.

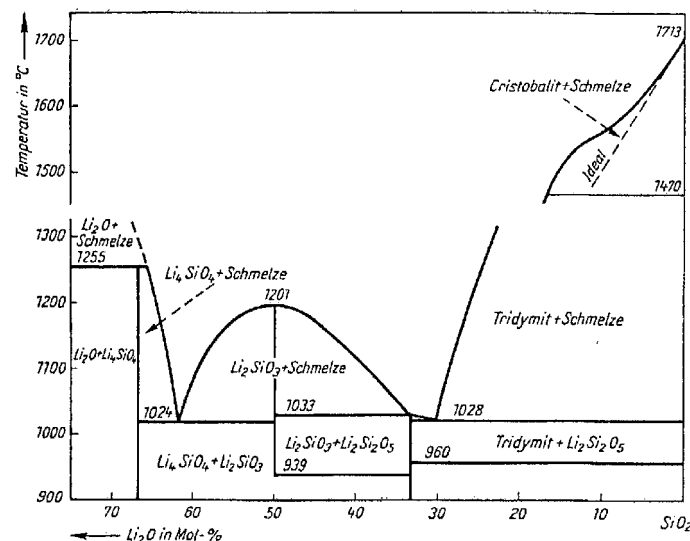


Abb. 2: Materialsystem SiO₂-Li₂O [1]

Die sehr ähnlichen Ausdehnungskoeffizienten von Lithiumdisilikat-Glaskeramik (LS_2) und Zirkoniumoxid (IPS e.max ZirCAD) bieten die Möglichkeit zur Anwendung einer einheitlichen Schichtkeramik (IPS e.max Ceram) für das gesamte IPS e.max System.

Die zahntechnische Verarbeitung von IPS e.max Press erfolgt über die bekannte Lost-wax-Technik. Diese zeichnet sich durch eine hohe Passgenauigkeit aus.

1.2.2 Farbgebung

Die Farbgebung orientiert sich an den Bedürfnissen der Anwender. Das Farbschema ist einerseits so einfach wie möglich gehalten, damit die Übersichtlichkeit gegeben ist. Andererseits erfordern die unterschiedlichen Indikationsstellungen verschiedene Transluzenzstufen. Die stärker getrübbten MO-Rohlinge werden in der Regel mit IPS e.max Ceram ästhetisch überschichtet, so dass man hier mit vier Gruppenfarben von MO 1 bis MO 4 und einer Bleichfarbe MO 0 allen Erfordernissen gerecht wird. Die Farbe wird durch

polyvalente Ionen erzeugt, die im Glas gelöst sind. Der Mechanismus der Ionenfärbung hat den Vorteil einer homogenen Verteilung der färbenden Ionen in einem einphasigen Material. Die transluzenteren LT-Rohlinge sind sowohl für das Überschichten (Cut-Back) mit IPS e.max Ceram, als auch für vollanatomisch gepresste Restaurationen indiziert. Diese werden in neun A-D-Farben und zusätzlich in vier ideal abgestuften Bleachfarben (BL) angeboten. Die Farbgebung erfolgt hierbei durch spezielle, mit der Glasmatrix besonders gut verträgliche Pigmentfarbkörper, wodurch eine hohe Helligkeit bei gleichzeitig hohen Chromawerten erzielt wird. Durch die leichte Opaleszenz wirken die Restaurationen besonders bei dünn auslaufenden Rändern besonders ‚lebendig‘. Zum Abdecken von verfärbten Stümpfen wird zusätzlich ein weißer, besonders stark getrübler HO-Rohling angeboten.

Schliesslich bietet Ivoclar Vivadent AG mit den hochtransluzenten HT-Rohlingen eine ideale Keramik für Inlays und Onlays. Diese Rohlinge weisen den sogenannten Chamäleon-Effekt auf, bei dem die Keramik den Farbeinfluss der umliegenden Zahnschicht wiedergibt.

1.2.3 Gefüge

Das Gefüge von IPS e.max Press besteht aus ca. 70% Lithiumdisilikatkristallen $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, die in eine Glasmatrix eingebettet sind. Die Hauptkristallphase Lithiumdisilikat liegt in Form nadelförmiger Kristalle vor (Abb. 3). Die Kristalllängen betragen 3-6 μm .



Abb. 3: Gefüge von IPS e.max Press (REM, geätzt in HF-Dampf 30 s)

2. Technische Daten

IPS e.max Press

Presskeramik Rohling

Standard – Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	57 – 80
Li ₂ O	11 – 19
K ₂ O	0 – 13
P ₂ O ₅	0 – 11
ZrO ₂	0 – 8
ZnO	0 – 8
andere Oxide und keramische Pigmente	0 – 10

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biegefestigkeit (Biaxial)		400 ± 40 MPa
Chemische Löslichkeit		40 ± 10 µg/cm ²
Ausdehnungskoeffizient	(100 - 400 °C)	10,15 ± 0,4 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Ausdehnungskoeffizient	(100 - 500 °C)	10,55 ± 0,35 10 ⁻⁶ K ⁻¹

3. Werkstoffkundliche Untersuchungen

3.1 Physikalische Eigenschaften

Physikalische Eigenschaft	Wert	Untersucher
Bruchzähigkeit (SEVNB)	2,5 – 3,0 MPam ^{1/2}	intern (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
E-Modul	95 ± 5 GPa	intern (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
E-Modul	91,0 GPa	Albakry <i>et al.</i> [2]
E-Modul	94,4 GPa	Lohbauer
E-Modul	96,0 GPa	Anusavice
Poisson-Zahl ν	0,23	Albakry <i>et al.</i> [2]
Vickershärte HV10	5900 ± 100 MPa	intern (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)
Härte	5,5 GPa	Albakry <i>et al.</i> [3]
Dichte	2,5 ± 0,1 g/cm ³	intern (Ivoclar Vivadent AG, Schaan)

Tab. 1: Physikalische Eigenschaften

3.2 Biegefestigkeit

3.2.1 Biegefestigkeit von IPS e.max Press (verschiedene Methoden)

Die Biegefestigkeit ist stark abhängig von der verwendeten Messmethode. Abb. 4 zeigt eine Übersicht der gemessenen Festigkeitswerte mit unterschiedlichen Messverfahren.

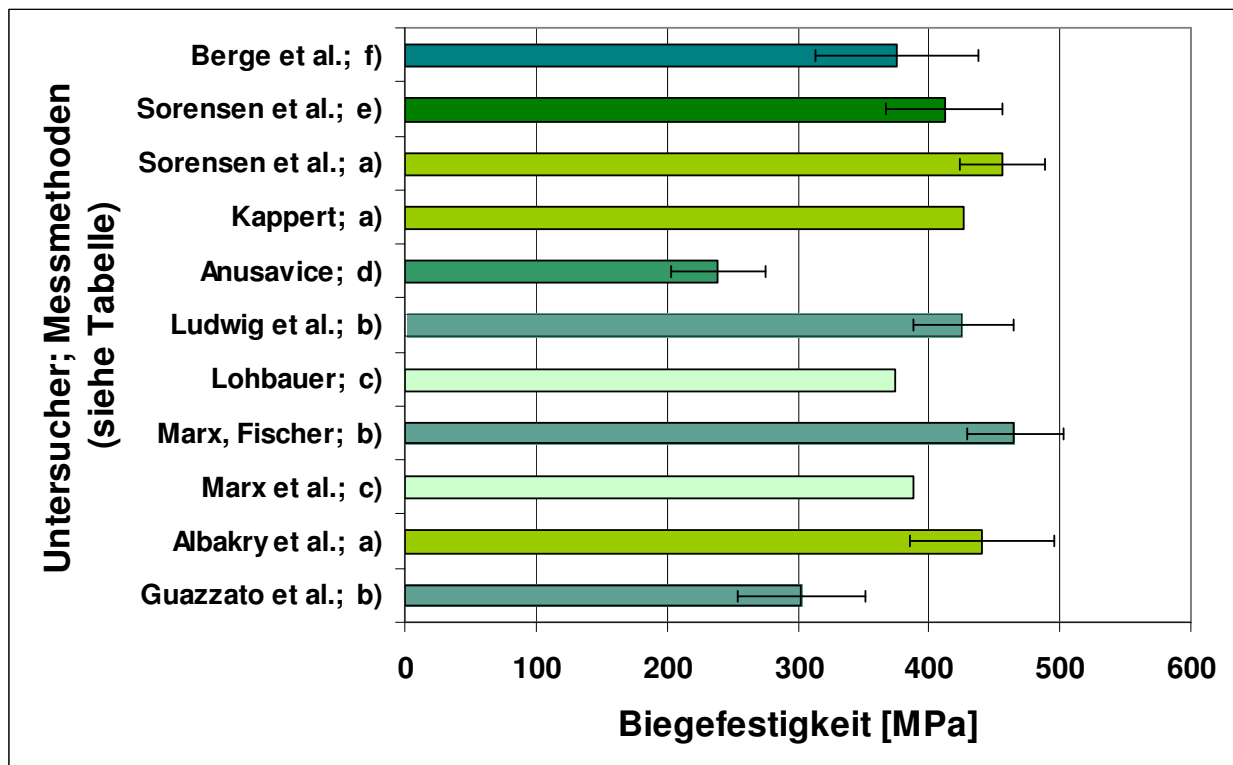


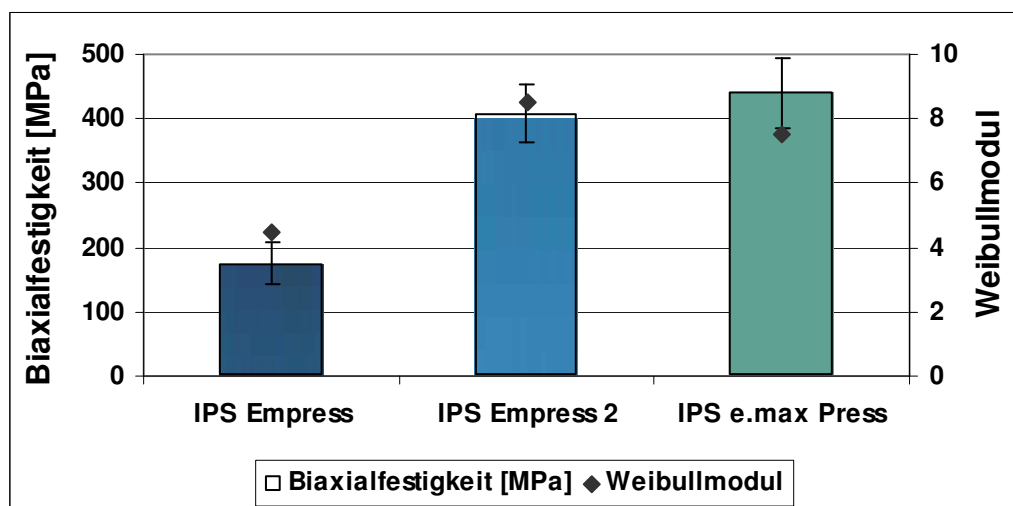
Abb. 4: Biegefestigkeiten von IPS e.max Press ermittelt nach verschiedenen Methoden (siehe auch Tab. 2)

Untersucher	Biegefestigkeit [MPa]	Messmethoden:
Berge <i>et al.</i> [4]; f)	375.7	Biaxialfestigkeit ISO 6872; Prüfung in H ₂ O
Sorensen <i>et al.</i> [5]; e)	411.6	Biaxialfestigkeit (Prüfung nass)
Sorensen <i>et al.</i> [5]; a)	455.5	Biaxialfestigkeit
Kappert; a)	426	Biaxialfestigkeit
Anusavice[6]; d)	239	4 Pkt Biegefestigkeit nach 48 Std. H ₂ O Lagerung
Ludwig <i>et al.</i> [7]; b)	426	3 Pkt Biegefestigkeit
Lohbauer; c)	374.4	Weibullfestigkeit $\sigma_{63.21\%}$; 4 Pkt. Biegetest DIN EN 843-1
Marx, Fischer; b)	466	3 Pkt Biegefestigkeit
Marx <i>et al.</i> [8]; c)	388	Weibullfestigkeit $\sigma_{63.21\%}$; 4 Pkt. Biegetest DIN EN 843-1
Albakry <i>et al.</i> [2]; a)	440	Biaxialfestigkeit
Guazzato <i>et al.</i> [9]; b)	303	3 Pkt Biegefestigkeit

Tab. 2: Daten und Messmethoden zu Abb. 4

3.2.2 Biaxialfestigkeit verschiedener Presskeramiken

Albakry *et al.* [2] ermittelten die Biaxialfestigkeit und den Weibullmodul verschiedener Presskeramiken von Ivoclar Vivadent AG. Pro Material wurden 20 Scheiben getestet. Die Prüfung erfolgte gemäss ASTM F 394-78.

Abb. 5: Biaxialfestigkeit und Weibullmodul verschiedener Presskeramiken (Albakry *et al.*[2])

- Die deutlich höheren Festigkeitswerte von IPS e.max Press und IPS Empress 2 sind auf die Materialzusammensetzung (Lithiumdisilikat-Kristalle) zurückzuführen.
- Die höheren Weibullmoduli von IPS e.max Press und IPS Empress 2 bedeuten, dass die ermittelten Werte dieser Materialien zuverlässiger sind und weniger streuen.

3.2.3 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. Bei dieser Festigkeit versagen 63.21% aller Proben der jeweiligen Messreihe. Es werden auch die Begriffe „Charakteristische Festigkeit“ und „Mittlere Festigkeit“ verwendet.

Marx *et al.* [8] ermittelten die Weibullfestigkeit mit dem 4-Punkt-Biegetest (DIN V ENV 843-1), mit einer Probenzahl von $n=30$.

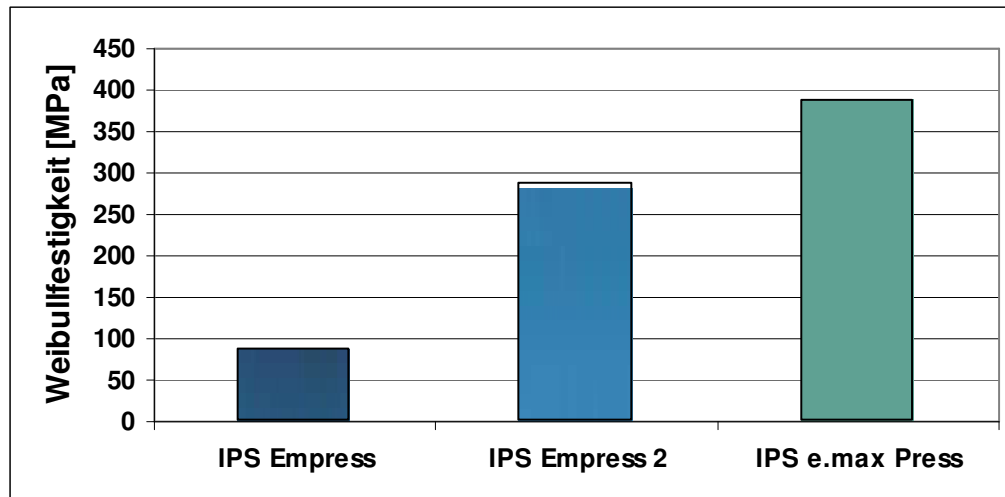


Abb. 6: Weibullfestigkeit $\sigma_{63.21\%}$ von Presskeramiken (Marx *et al.* [8])

- IPS e.max Press weist eine deutlich höhere Weibullfestigkeit auf als IPS Empress 2.

3.3 Bruchzähigkeit

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.

3.3.1 Bruchzähigkeit von IPS e.max Press (verschiedene Methoden)

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 in der Untersuchung von IPS e.max Press zur Anwendung kamen.

IF (Intendation 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. Dies bedeutet, dass sich die Risse der Härteeindrücke parallel und senkrecht zu den Kristallen unterschiedlich fortpflanzen. Daher ergeben sich zwei verschiedene Werte, die in der Untersuchung mit $IF_{parallel}$ bzw. $IF_{perpend}$ bezeichnet werden.

IS (Intendation 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 aufgetragenen Last und Materialkennwerten (E-Modul, Härte), kann die Bruchzähigkeit berechnet werden.

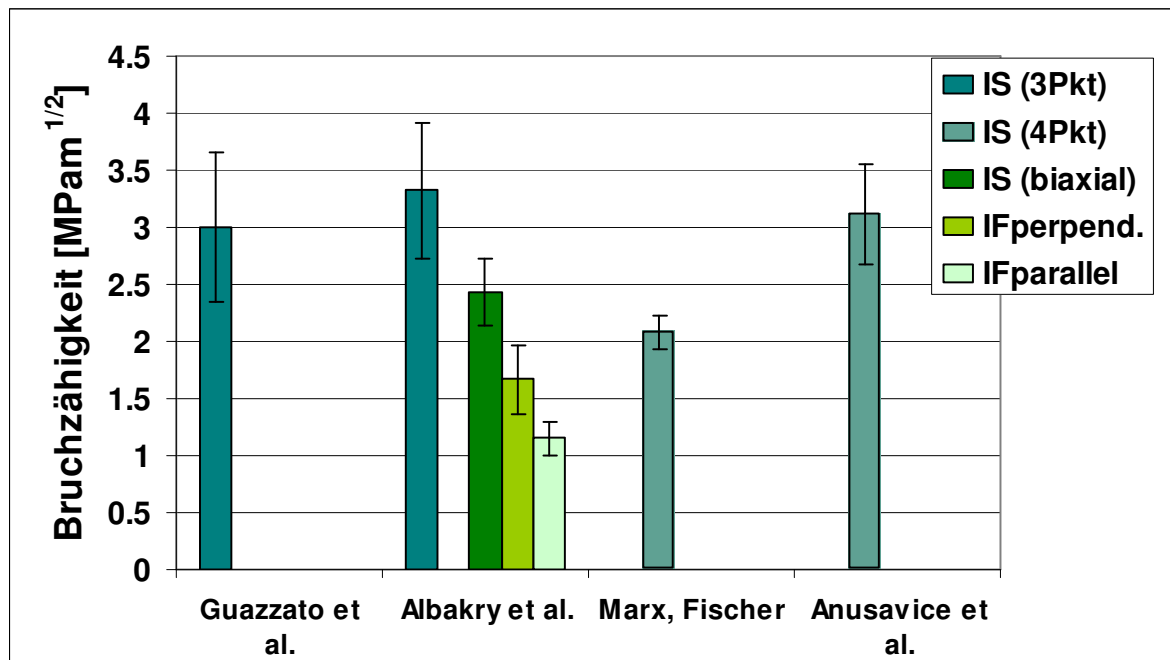


Abb. 7: Bruchzähigkeit von IPS e.max Press nach verschiedenen Methoden (Guazzato [9], Albakry [3], Marx/Fischer, Anusavice *et al.* [6])

Die deutlichen Unterschiede der Bruchzähigkeitswerte zeigen, wie heikel die Interpretation eines einzelnen Wertes ist. Die Bruchzähigkeitswerte sind stark abhängig von den einzelnen Methoden. Der Einfluss der Methode wiederum hängt auch stark vom geprüften Werkstoff ab. Albakry *et al.* [3] verweisen auf eine Untersuchung von Fischer *et al.* [10], wo die IF-Methode als ungeeignete Methode zur K_{IC} -Bestimmung und lediglich für eine erste Grobabschätzung der Bruchzähigkeit klassifiziert wird.

Die Bruchzähigkeit der Lithiumdisilikat-Keramiken (LS_2) ist stark abhängig von der Messmethode. Albakry *et al.* [3] vermuten einen Einfluss der Orientierung der Lithiumdisilikat-Kristalle. Diese Orientierung findet während des Pressvorganges zum Probekörper statt. Je nach Messmethode werden andere Probekörper benötigt. Die Kristallgröße und -richtung beeinflussen den Rissverlauf.

4. *In vitro* – Untersuchungen

4.1 *Festigkeit von vollkeramischen Seitenzahnkronen*

Kern und Steiner untersuchten die Festigkeit vollkeramischer Seitenzahnkronen unter simulierter Kaubelastung. Zur Anwendung kamen dabei ansteigende Gewichtsbelastungen und abschliessend eine Einzelbelastung bis zum Versagen der Probe. Verglichen wurden die ohne Schaden überstandenen Belastungszyklen sowie die maximale Bruchlast nach Abschluss der Kaubelastung. 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 Presskronen (IPS e.max Press) verwendet. Die Herstellung der CAD-Kronen (ZirCAD, Lava Zirkon, 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 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 100000 Zyklen (3, 5, 9, 11 kg); insgesamt betrug die Zahl der Zyklen 400000.

Alle unversehrten Prüfkörper wurden dann in einer Universalprüfmaschine bis zum vollständigen Versagen belastet.

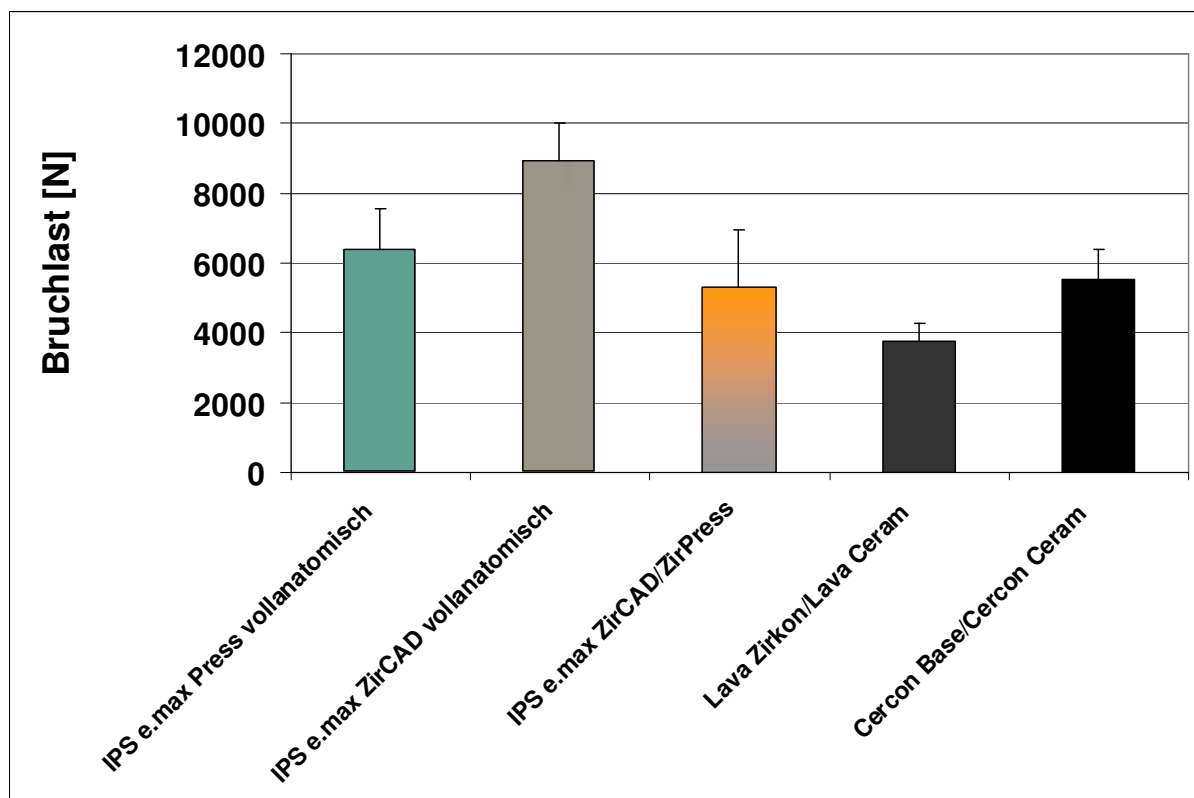


Abb. 8: Bruchlast vollkeramischer Kronen aus verschiedenen Materialien [11])

Während der dynamischen Belastung traten keinerlei Abplatzungen auf. Abbildung 8 zeigt die ermittelten Bruchlastwerte. Bei den monolithischen Systemen zeigte e.max Press den höchsten Wert. Mit über 6000 N hält dieses Material nicht nur den physiologischen Kräften im Seitenzahnbereich, die im Bereich von 300 bis 1000 N liegen, stand, sondern hat zusätzlich einen ausreichenden Sicherheitsabstand, um auch ungewollte Überlastungen (z.B. Knirschen) zu tolerieren.

4.2 Bruchkräfte dreigliedriger Seitenzahnbrücken

Schröder untersuchte die statische Bruchkraft von dreigliedrigen IPS e.max Press-Gerüsten und Brücken. Die Gerüste wurden unverblendet oder verblendet geprüft, die anatomisch gepressten Brücken glasiert (2 verschiedenen Glasuren) oder unglasiert (nur abgestrahlt) geprüft.

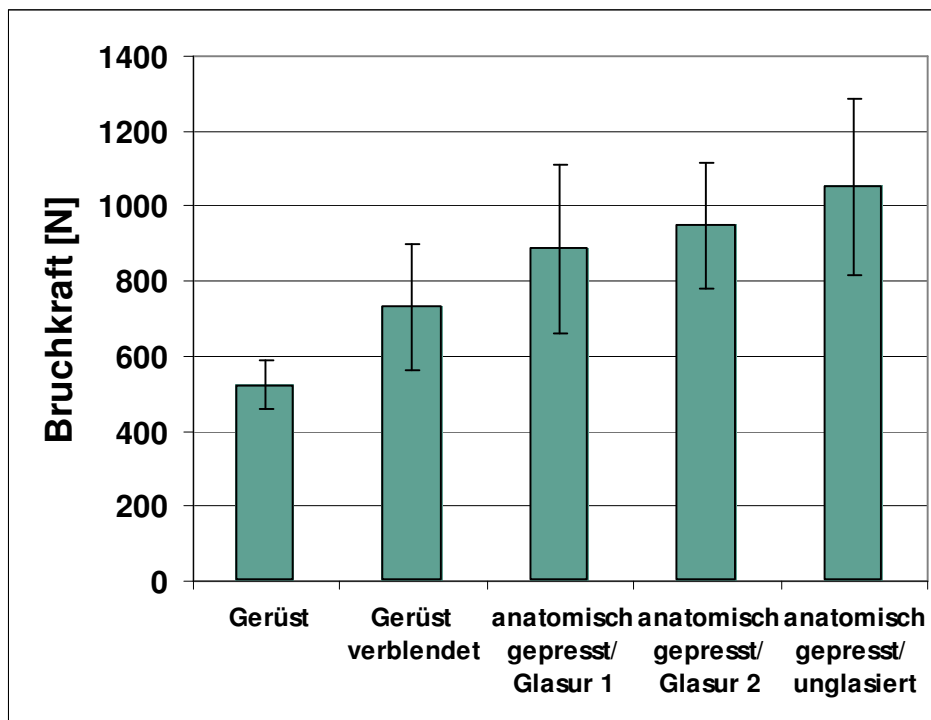


Abb. 9: Bruchkraft von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus IPS e.max Press (Schröder [12])

- Die höchsten Bruchwerte werden mit anatomisch gepressten Brücken erreicht.
- Die Bruchkraft der verblendeten Gerüste ist höher als die der unverblendeten. Die Verbesserung ist mit dem vergrößerten Querschnitt im Vergleich zu den Gerüsten zu erklären.

4.3 Lichttransmission

4.3.1 Transluzenz

Baldissara *et al.* [13] untersuchten die Transluzenzen verschiedener dentaler Keramiken im Vergleich. Die Prüfkörper wurden gemäss der erforderlichen Bedingungen hergestellt. Die Transluzenz wurde mittels direkter Lichttransmission mit einem digitalen Photoradiometer in einer Dunkelkammer gemessen. Als Lichtquelle diente eine 150-W-Halogenlampe.

Abbildung 10 zeigt die Transluzenzen der Keramiken. Dabei wird deutlich, dass die Lithium-Disilikat- Keramik IPS e.max Press eine viel höhere Transluzenz aufweist als Zirkoniumoxid-basierte Keramiken.

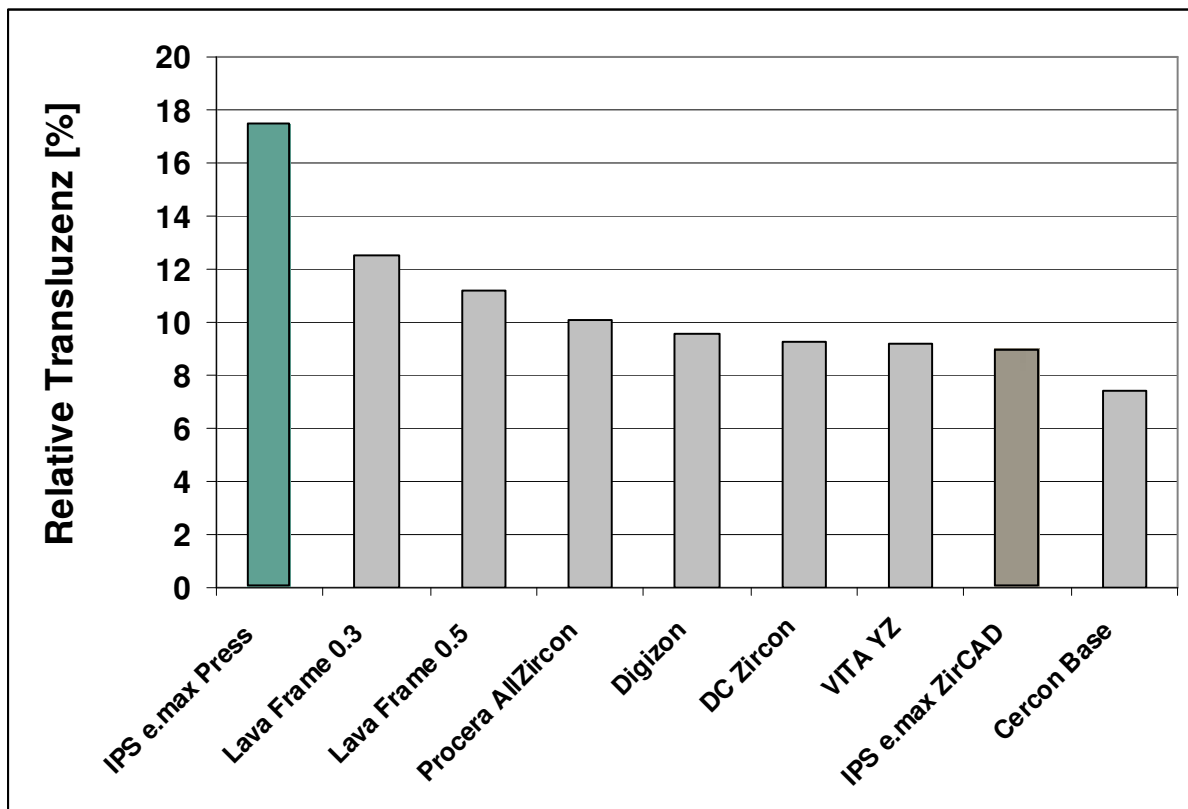


Abb. 10: Transluzenz dentaler Keramiken (Baldissara *et al.* [13])

4.3.2 Lichttransmission durch Gerüst- und Befestigungsmaterialien

Edelhoff *et al.* [14] untersuchten die Lichttransmission verschiedener Gerüst- und Befestigungsmaterialien. Keramikscheiben von 0,9 mm Dicke wurden mit 0,1 mm Befestigungsmaterial beschichtet. Als Referenz dienten 1,0 mm dicke unbeschichtete Keramikscheiben. Nach 30-tägiger Lagerung in künstlichem Speichel wurde die Lichttransmission mittels eines Spektrophotometers ermittelt.

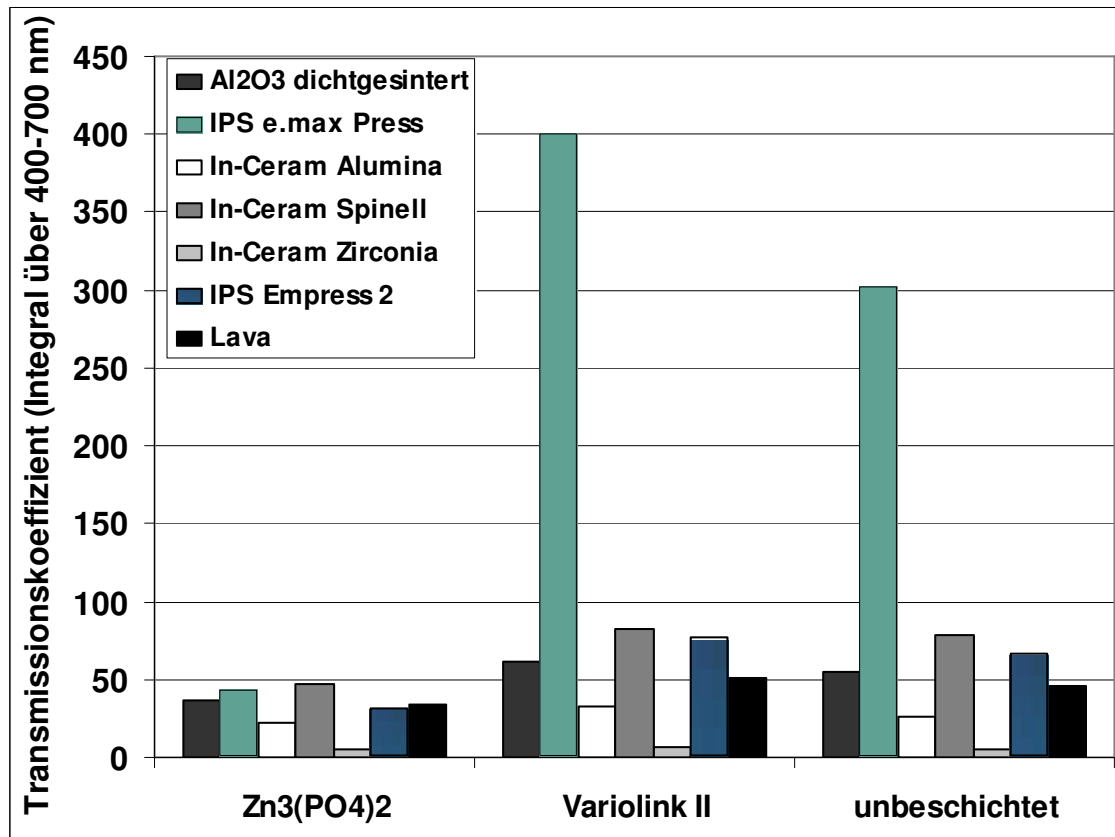


Abb. 11: Lichttransmission durch Gerüst- und Befestigungsmaterialien (Edelhoff *et al.* [14])

- Die Beschichtung mit Variolink II transparent führte zu einer signifikanten Erhöhung der Lichttransmission.
- Die Wahl des Befestigungsmaterials hatte einen größeren Einfluss auf die transluzenteren Keramiken.

4.3.3 Lichttransmission durch Gerüstmaterialien und Dentin

Die Lichttransmission wurde von Edelhoff *et al.* [15] an 0,1 mm dicken Keramikscheiben ermittelt. Die Messung erfolgte nach 30-tägiger Lagerung in künstlichem Speichel.

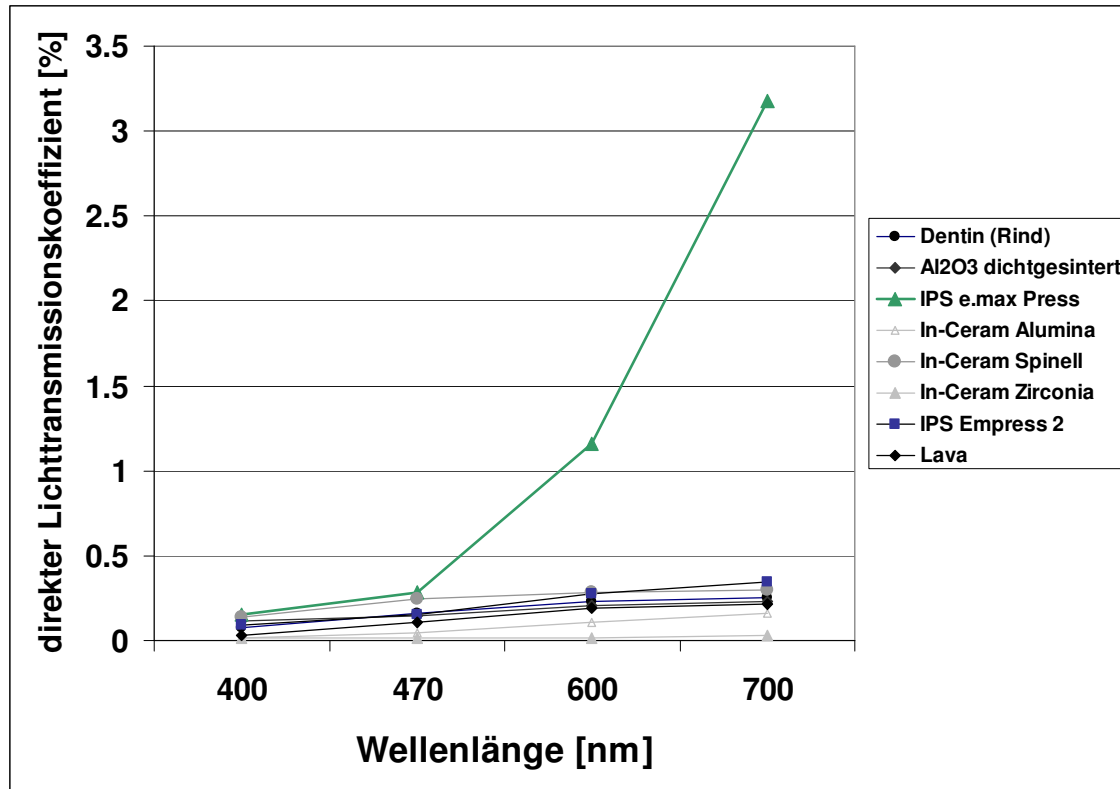


Abb. 12: Lichttransmission durch Gerüstmaterialien und Dentin (Edelhoff *et al.* [15])

- Die Lichttransmission steigt mit größerer Wellenlänge.
- IPS e.max Press weist von allen getesteten Materialien die höchste Lichttransmission auf.

4.4 Passgenauigkeit

Stappert *et al.* [16] bestimmten die Randspaltbreiten dreigliedriger Brücken vor der Befestigung, nach der Befestigung und nach thermomechanischer Belastung. Untersucht wurden IPS Empress 2, IPS e.max Press und als Kontrollgruppe Metallkeramikbrücken (Metalor V-Classic/Vita Omega Ceramic). Die Brücken wurden mit Variolink II befestigt. Die thermomechanische Belastung fand im Kausimulator statt (120000 Zyklen, 49 N, 5%/55°C).

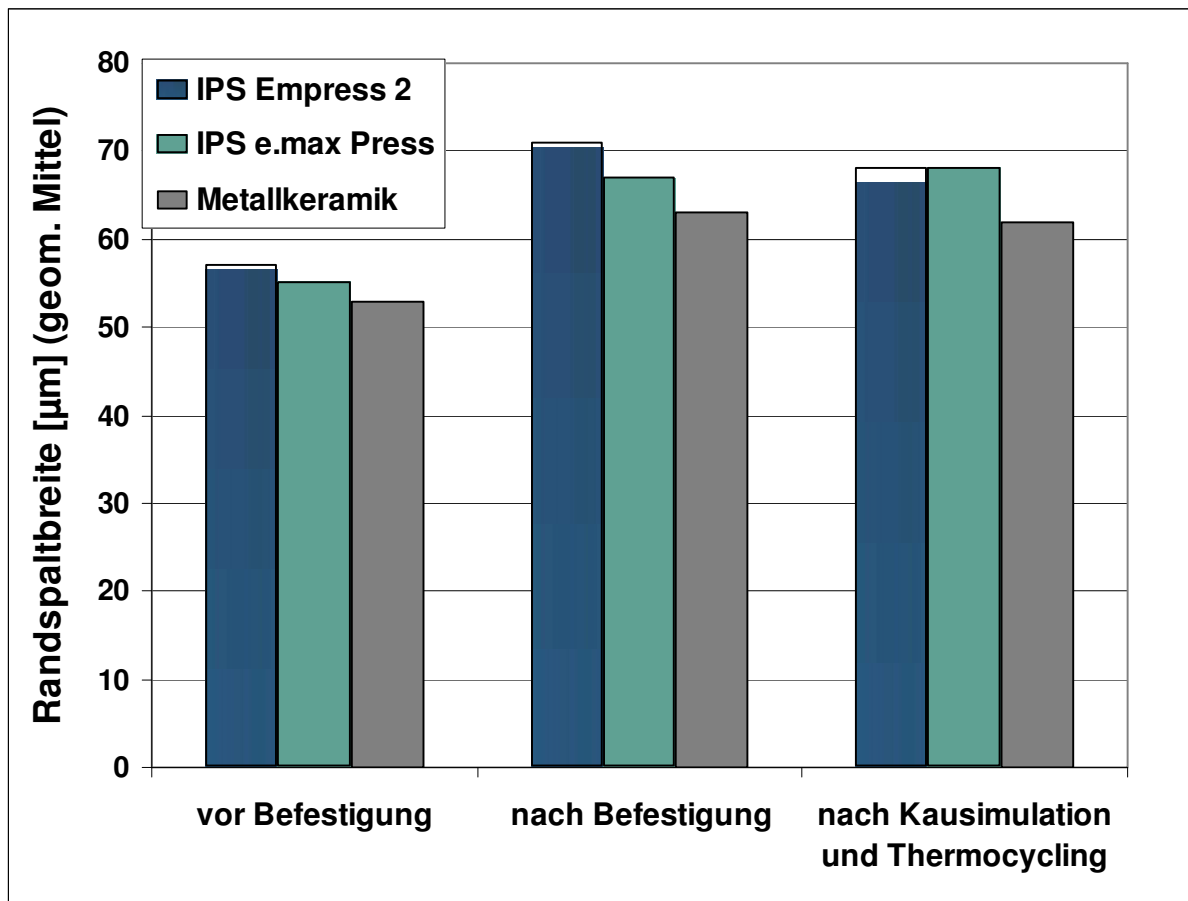


Abb. 13: Randspaltbreite dreigliedriger Brücken (Stappert *et al.* [16])

- Bei allen Gruppen wurde eine signifikante Vergrößerung des Randspalts nach der Befestigung festgestellt.
- Die Randspaltenbreiten der geprüften Materialien sind alle in etwa auf gleichem Niveau.
- Kausimulation und Thermocycling haben keinen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit.
- Alle beobachteten Werte bewegen sich im Bereich klinischer Akzeptanz.

4.5 Bruchfestigkeit von Teilkronen

An natürlichen Molaren mit unterschiedlich präparierten vollkeramischen Teilkronen wurde die Bruchfestigkeit ermittelt (Stappert *et al.* [17; 18]). Als Kontrollgruppe dienten MOD-Inlay-präparierte und unpräparierte Zähne. Die Teilkronenpräparationen 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.

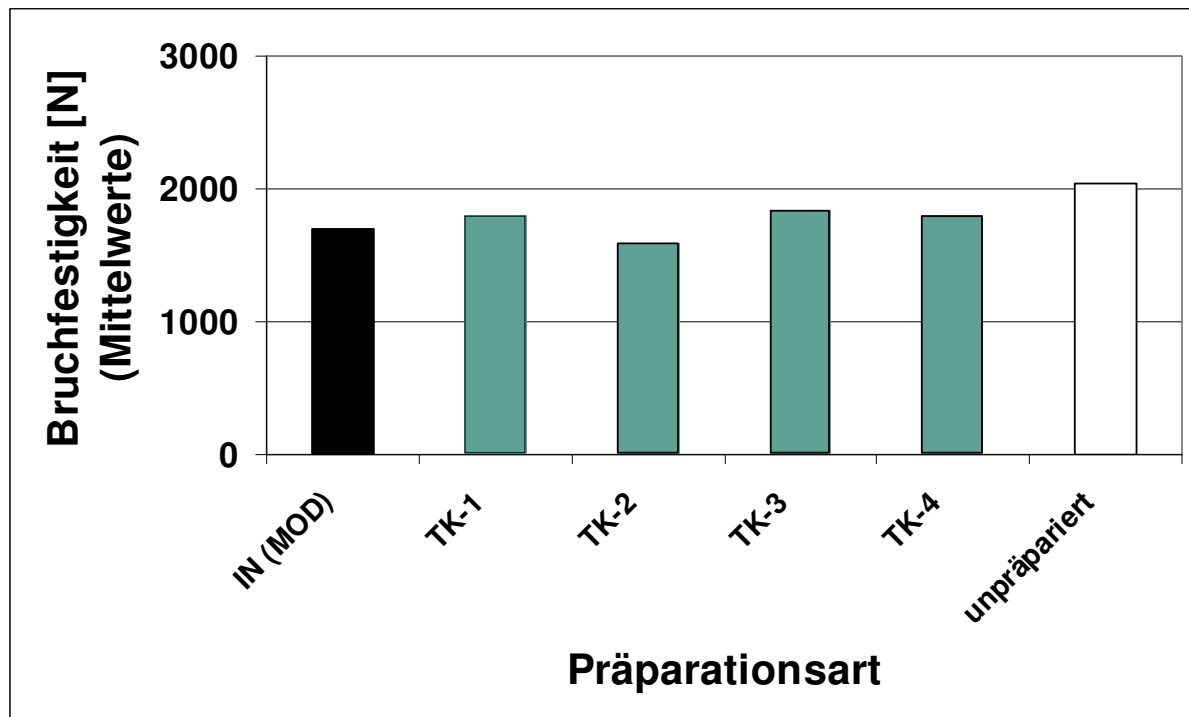


Abb. 14: Bruchfestigkeit von natürlichen Molaren mit unterschiedlich präparierten Teilkronen (Stappert *et al.* [17; 18])

- Die *in vitro*-Überlebensrate im Kausimulator betrug für alle Proben 100%.
- Unabhängig von der Ausdehnung der keramischen Restauration konnten im Seitenzahnbereich Bruchfestigkeitswerte erreicht werden, die sich nicht signifikant von natürlichen unpräparierten Zähnen unterscheiden.

4.6 Überlebensrate und Bruchfestigkeit vollkeramischer Prämolarenteilkronen

An natürlichen Oberkiefer-Prämolaren wurde der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen und Schichtstärken auf das Ermüdungsverhalten und die Bruchfestigkeit vollkeramischer Teilkronen und Veneers ermittelt [19]. 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 palatinalem (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

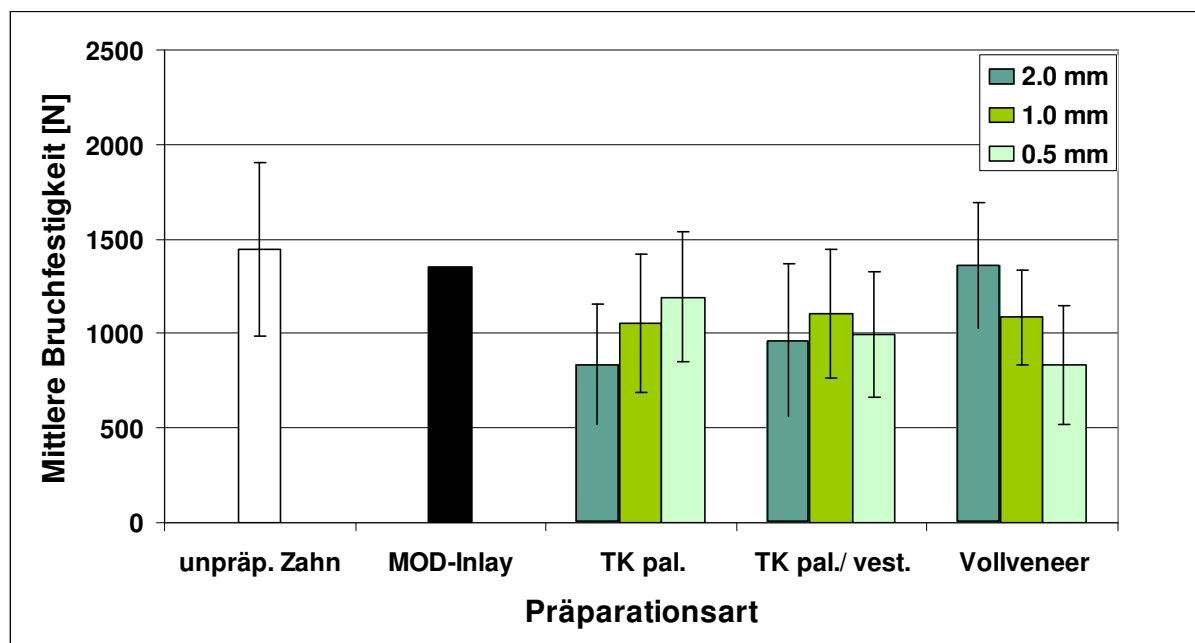


Abb. 15: Mittlere Bruchfestigkeiten von unterschiedlich präparierten Teilkronen und Vollveneers an Oberkiefer-Prämolaren nach Kausimulation (Stappert *et al.* [19]).

- Die Überlebensrate über 1,2 Mio. Zyklen im Kausimulator beträgt für alle geprüften Prämolarenteilkronen 100%.
- Die Bruchfestigkeiten 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 facialem Segment, unterscheiden sich in der Bruchfestigkeit 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.

4.7 Überlebensrate von Molarenkronen im Kausimulator

Die Inzidenz von Frakturen bei vollkeramischen Materialien ist eine wichtige klinische Grösse für die Überlebenswahrscheinlichkeit bzw. die Reparaturbedürftigkeit von prothetischen Versorgungen.

4.7.1 Willytec-Kausimulator

Die *in-vitro*-Prüfung im Kausimulator dient zur Risikoabschätzung hinsichtlich des Auftretens von Frakturen von vollkeramischen Kronen. Auf standardisierten Stümpfen wird bei exzentrischer Belastung mit einem Stahlantagonisten unter einer Simulation mit steigender Last (100'000 Zyklen mit 30 N, 100'000 Zyklen mit 50 N, 100'000 Zyklen mit 90 N) getestet. Zur besseren Simulation der Verhältnisse im Mund wird den 300'000 Zyklen zusätzlich eine Temperaturwechselbelastung überlagert (5/55°C; 1630 x).

Gemessen wird die Anzahl der Zyklen bis zum Auftreten von Frakturen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden in der Willytec-Kaumaschine vollanatomische Molarenkronen mit Höckerstärken von 2 mm geprüft (n=8).

- Die Überlebensrate im Willytec-Kausimulator (300'000 Zyklen) beträgt für alle Molarenkronen 100%.

4.7.2 eGo-Kausimulator

In einer zusätzlichen Untersuchung in der eGo Kaumaschine wurden 24 Molarenkronen (vollanatomisch; Höckerstärke 2 mm) über 2,4 Mio. Zyklen zentrisch belastet (Kraft=100 N).

- Auch bei dieser Prüfung betrug die Überlebensrate (2,4 Mio. Zyklen) der Molarenkronen 100%.

4.8 Befestigung von IPS e.max Press

Die Glaskeramik IPS Empress hat sich über viele Jahre hinweg klinisch bewährt, nicht zuletzt dank der exzellenten adhäsiven Befestigung mit Materialien wie Variolink II. Bei der Glaskeramik wird durch Anätzen mit einem ca. 5%igen Flusssäuregel (IPS Ceramic Ätzgel) zuerst eine optimierte retentive Oberfläche erzeugt, auf der dann Monobond Plus, ein Silanisierungsmittel, aufgetragen wird. Die silanierte Oberfläche ermöglicht eine ideale Ankopplung des Befestigungskomposits. Die Verwendung eines Komposits hat den Vorteil, dass die im Vergleich zu anorganischen Zementen hohe Druckfestigkeit zur Bruchfestigkeit der eingegliederten IPS Empress-Restaurationen beiträgt.

IPS e.max Press hat im Unterschied zum IPS Empress (160 MPa) eine mehr als doppelt so hohe Biegefestigkeit und gilt als "hochfeste Glaskeramik". Aus diesem Grund ist je nach Art der Restauration eine adhäsive Befestigung nicht zwingend vorgeschrieben.

4.8.1 Einfluss des Ätzens der Keramikoberfläche

Mit dem Glasionomerezement Vivaglass CEM wurden Versuche zur Bestimmung der Scherhaftung durchgeführt, um den Einfluss des Ätzens zu ermitteln. Direkt nach der Vorbehandlung wurden die Substrate mit Aceton gereinigt. Zylinder aus Tetric Ceram

wurden mit Vivaglass CEM auf die Keramik zementiert und bis zur Abscherung 24 h in Wasser gelagert.

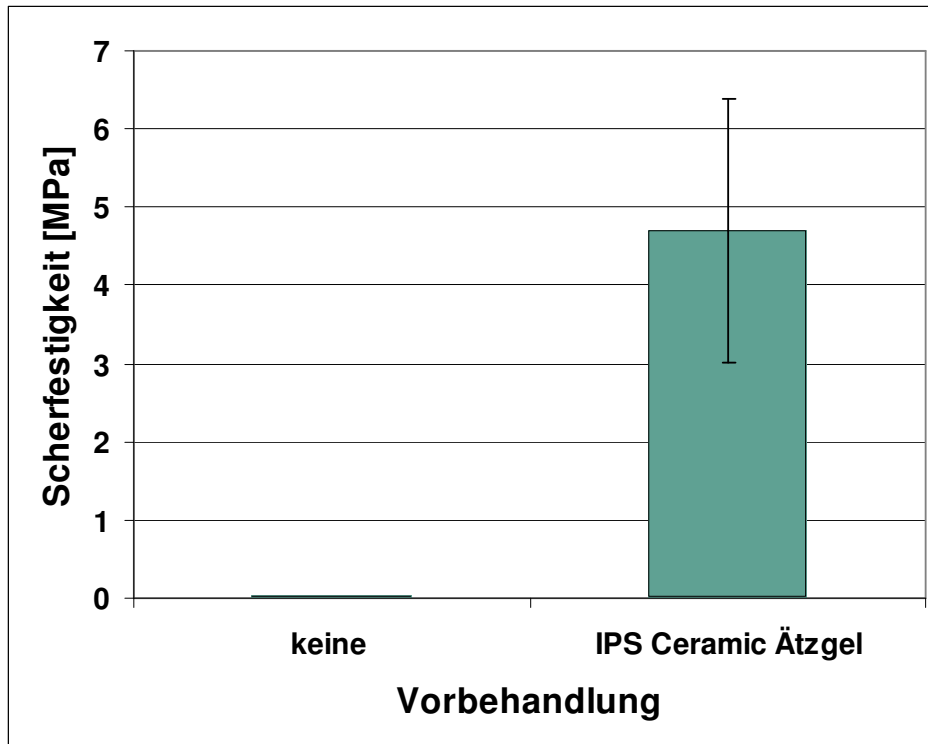


Abb. 16: Einfluss der Konditionierung mit IPS Ceramic Ätzel auf die Scherfestigkeit von Lithiumdisilikat-Keramik (LS₂) und Vivaglass CEM (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2006)

- Ohne ein retentives Muster findet keine messbare Haftung mit dem Glasionomierzement statt. Aus diesem Grund wird für die konventionelle Zementierung von Lithiumdisilikat-Keramik (LS₂) (IPS e.max Press und IPS e.max CAD) eine Behandlung der betroffenen Keramikflächen mit IPS Ceramic Ätzel für 20 s vorgeschrieben.

4.8.2 Scherhaftungsuntersuchungen

Beispielhaft für die adhäsive Befestigung wurden Scherhaftwerte von Multilink Automix und Panavia F mit zwei selbstadhäsiven Befestigungskompositen verglichen. Die zu befestigende Oberfläche der Keramikprobe aus IPS e.max Press wurde mit IPS Ceramic Ätzel für 20 s vorbehandelt. Danach wurde Monobond-S 60 s zur Silanisierung aufgetragen. Die Keramikzylinder wurden, entsprechend den jeweiligen Vorgaben der Gebrauchsinformation, auf vorbehandeltes menschliches Dentin geklebt. Nach 24 h Wasserlagerung wurden die Proben abgeschert.

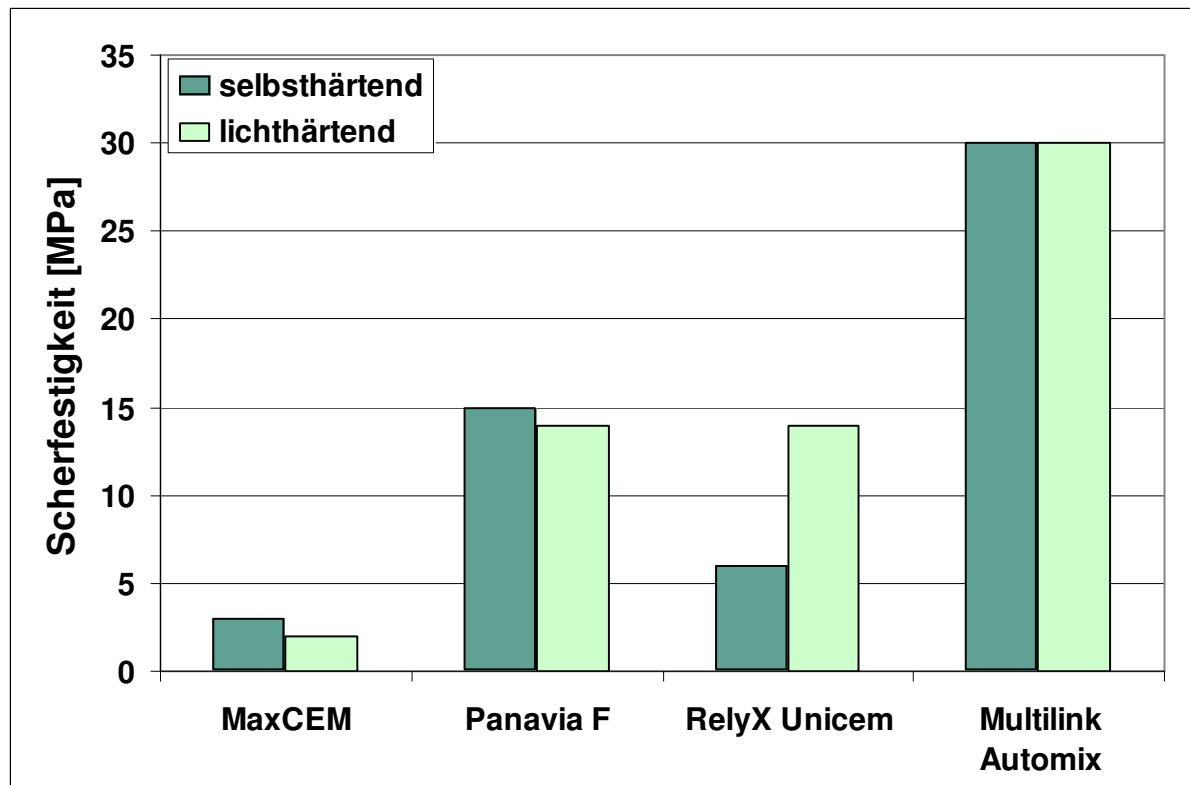


Abb. 17: Scherfestigkeiten von Befestigungskompositen zwischen Glaskeramik und Dentin (Applied Testing Center, Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, 2006)

Zur Befestigung von IPS e.max Press eignen sich bevorzugt adhäsive Befestigungskomposite wie Multilink Automix oder Variolink II. Bei retentiver Präparation von Kronen kann auch die konventionelle Befestigung, zum Beispiel mit dem Glasionomerzement Vivaglass CEM, empfohlen werden.

4.9 Antagonistenverschleiß

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

4.9.1 Messung des Antagonistenverschleißes

Verschleiß ist ein kontinuierlicher Prozess, der fast unmerklich beginnt und sich erst nach längerer Zeit deutlich bemerkbar macht. Dem Zahnarzt fällt Verschleiß bei einer klinischen Kontrolle darum nur dann auf, wenn entweder der lokale vertikale Verlust sehr ausgeprägt ist oder wenn der Verlust die gesamte Restauration betrifft.

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

Das Ausmaß des Verschleißes hängt natürlich von den aufgebrauchten Kräften ab, ist darum individuell und personenabhängig. Die Probandenauswahl beeinflusst die Ergebnisse. Männer und jüngere Patienten besitzen höhere Kaukräfte als Frauen und ältere Personen. Der Einfluss der Nahrung spielt ebenfalls eine große Rolle. Deshalb muss eine ausreichend hohe Fallzahl untersucht werden, um trotz dieser individuellen Effekte statistisch gesicherte Aussagen zu erhalten.

Im Labor wird Verschleiß in Kaumaschinen simuliert. Die ermittelten Werte können nur für den Vergleich oder eine Reihung verschiedener Materialien verwendet werden, da sie nur bedingt die realen klinischen Verhältnisse wiedergeben. Werte/Proben können nur dann miteinander verglichen werden, wenn diese unter exakt vergleichbaren Bedingungen gemessen wurden. (Versuchsdurchführungen sind nicht normiert und die Ergebnisse darum i.d.R. unterschiedlich).

Die *In-Vitro*-Prüfungen laufen bei Ivoclar Vivadent wie folgt ab:

Auswahl von ersten bzw. zweiten Oberkiefermolaren, deren palatinale Höcker in Form und Höckersteilheit ähnlich sind (Abb. 18). Diese werden herausgeschliffen und in der zentralen Fossa von standardisierten keramischen UK-Molaren positioniert. In der Kaumaschine Willytec (SD Mechatronik GmbH, Deutschland) wird die Verschleißprüfung simuliert, indem der Antagonist bei 5 kg Last 120000 mal gegen die Krone geführt wird, wobei die Krone jedes Mal seitlich um 0,7 mm verschoben wird (Abb. 19). Die gesamte Prüfung verläuft in einem Wasserbad mit wechselnder Temperierung (5°C/55°C). Pro Material werden in der Regel acht Prüfkörper gleichzeitig geprüft. Die Quantifizierung erfolgt mit dem Laserscanner etkon es1 auf Gipsmodellen, die mit Hilfe einer Replicatetechnik vom ursprünglichen Prüfkörper hergestellt wurden.



Abb. 18: Ein aus einem palatinalen Höcker eines OK-Molaren herausgeschliffener Schmelzantagonist

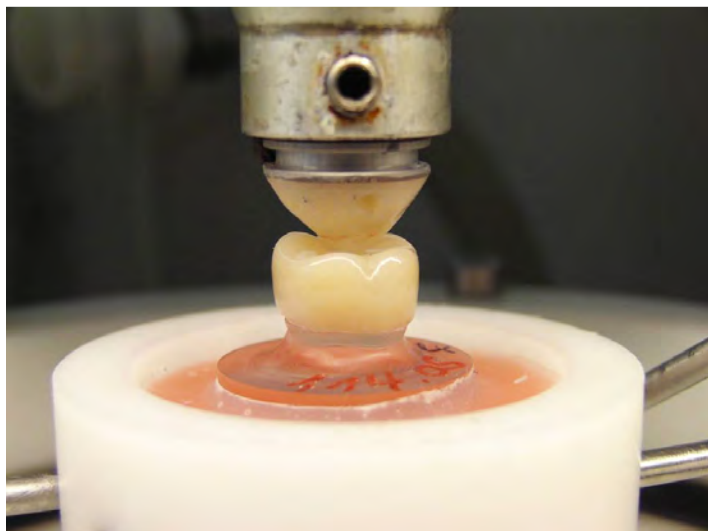


Abb. 19: Keramik-Krone in der Prüfkammer des Willytec-Simulators mit Schmelzantagonist, der mit Komposit auf einen Halter geklebt ist

4.9.2 Einfluss von Härte und Festigkeit auf den Verschleiß

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

Die Tabelle 3 vergleicht Festigkeitswerte und Vickers-Härten verschiedener Dentalkeramiken. Dabei geht klar hervor, dass IPS e.max CAD bzw. IPS e.max Press trotz der hohen Biegefestigkeit nicht härter sind, als die weniger festen Keramiken IPS Empress oder Mark II (VITA Zahnfabrik).

	IPS Empress	IPS e.max Press	IPS e.max CAD	VITA Mark II	Y-TZP
Material	<i>Leuzit</i>	<i>Lithiumdisilikat</i>	<i>Lithiumdisilikat</i>	<i>Feldspat</i>	<i>Zirkoniumoxid</i>
Biegefestigkeit (MPa)	160	400	360	154	900
Vickers-Härte (MPa)	5900	5800	5800	5600	13000
Bruchzähigkeit (MPa m ^{0.5})	1,2	2,7	2,5	1,37	5,5

Tab. 3: Materialeigenschaften verschiedener Dentalkeramiken

Fazit: Weder die Härte noch die Festigkeit eines Werkstoffs haben den entscheidenden Einfluss auf die Abrasion oder den Verschleiß.

4.9.3 Einfluss der Oberflächenrauigkeit auf den Verschleiß

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

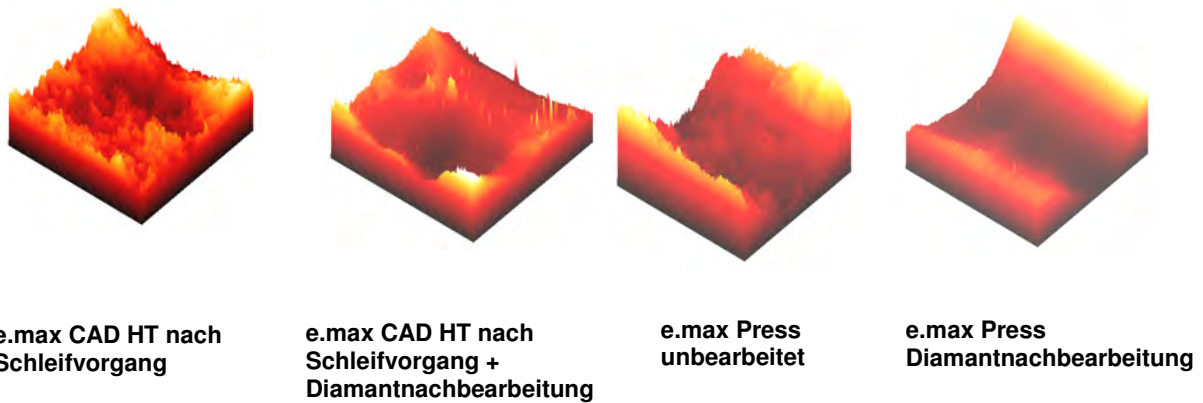
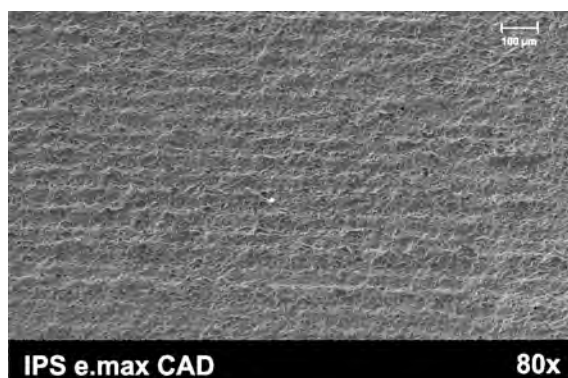
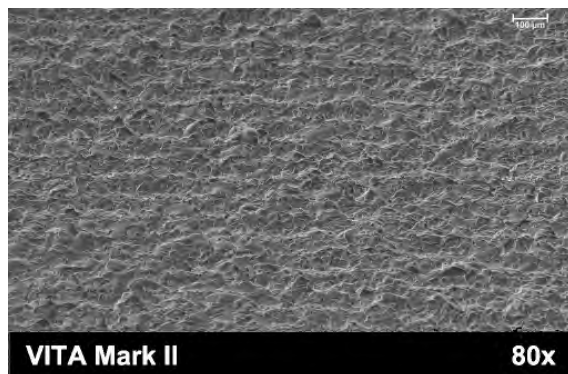


Abb. 20: Dreidimensionale Bilder von unbehandelten und mit einem Feinkorndiamant nachbehandelten Okklusalfächen von Kronen aus IPS e.max CAD HT bzw. IPS e.max Press (FRT MicroProf, 300 Hz Aufnahme Frequenz, horizontale Auflösung 1 µm, vertikale Auflösung 20 nm). (Ivoclar Vivadent)

Schleifspuren nach Fräsen



Diamantnachbearbeitung

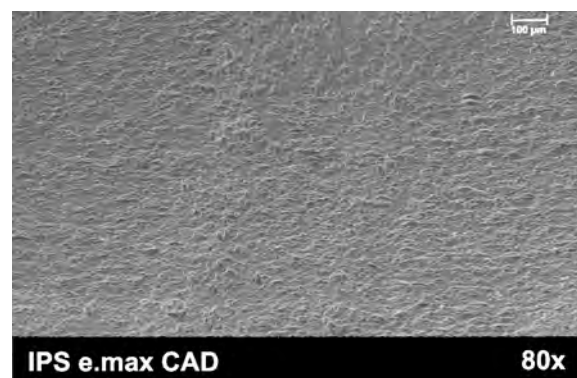
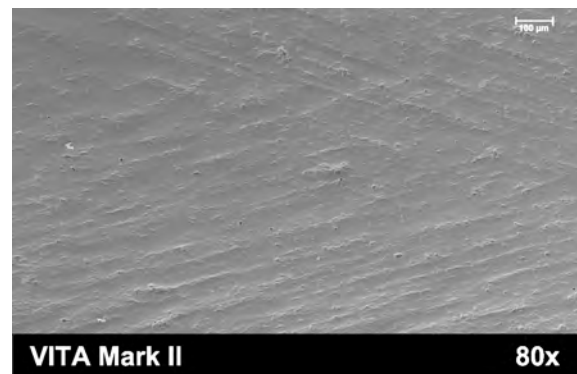


Abb. 21: Oberflächenrauigkeit von gefräster Keramik mit (rechts) und ohne Nachbearbeitung (links) mit dem OptraFine-System. (obere Reihe: VITA Mark II, untere Reihe: IPS e.max CAD). Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen. (Ivoclar Vivadent)

Nach dem Beschleifen mit einer CAM-Maschine weisen keramische Restaurationen eine nachweisbare Oberflächenrauheit auf, die durch Geometrie und Körnung der Schleifinstrumente bestimmt wird. Abbildung 20 und 21 zeigen die Oberflächenrauheiten von gefrästen Keramiken. Nach dem Fräsen weisen IPS e.max und Vita Mark II deutliche Oberflächenrauheiten auf. Unbearbeitete Presskeramiken (Abbildung 20) weisen dagegen keine Fräsrillen auf, weil die viskose Umformung der Pressrohlinge beim Heißpressen glatte Oberflächen hinterlässt. Durch die Nachbearbeitung mit einem Diamanten lässt sich jedoch auch bei den gefrästen Keramiken eine deutliche Abnahme der Oberflächenrauheit erreichen (Abb. 20 und 21). Aus diesem Grund wird ein Nachbearbeiten empfohlen.

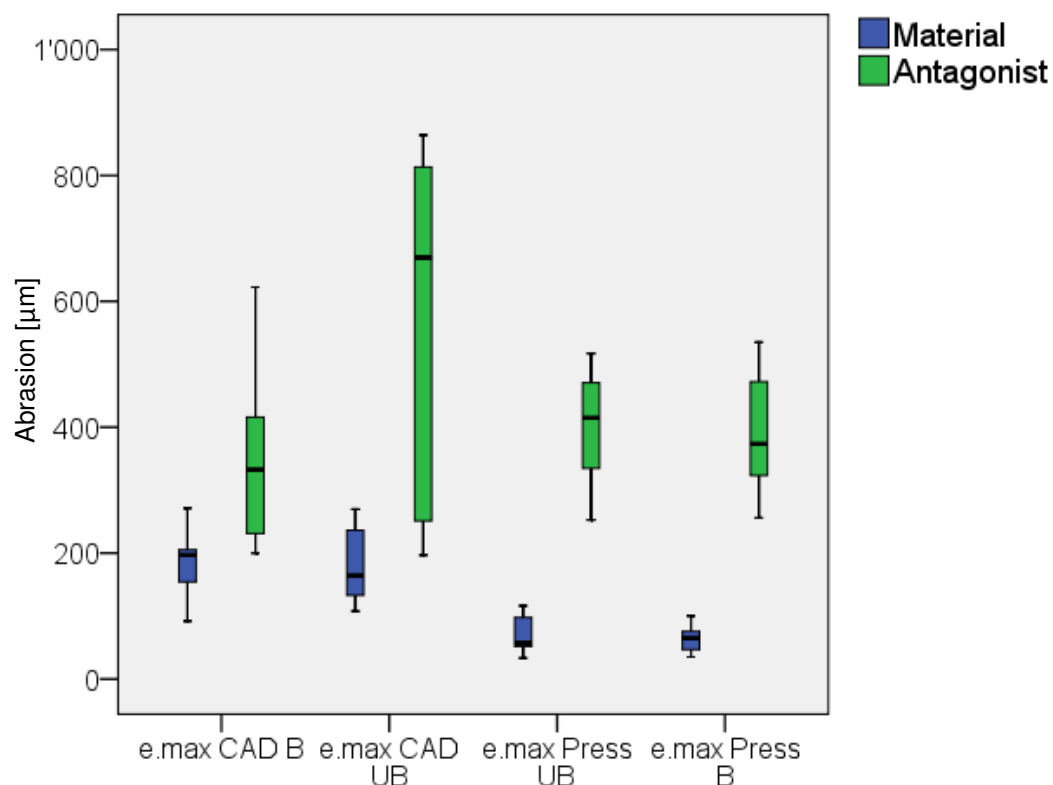


Abb. 22: Einfluss der Rauheit der Keramikoberfläche auf die Antagonistenabrasion. Keramik- und Antagonistenverschleiß von unbehandelten (UB) und mit einem Feinkorndiamanten (25 µm) vorbehandelten Kronen (B) aus IPS e.max CAD und IPS e.max Press. (Ivoclar Vivadent).

Der Oberflächenrauheit kommt im Hinblick auf die Abrasion der Antagonisten besondere Bedeutung zu. Wie Abbildung 22 zeigt, ist die Antagonistenabrasion gegenüber IPS e.max Press, egal ob nachbehandelt (B) oder nicht (UB), geringer als gegenüber unbehandeltem, und deswegen rauem IPS e.max CAD. Mit einer Nachbehandlung, kann jedoch auch die Rauheit von IPS e.max CAD reduziert werden. Die Antagonistenabrasion liegt danach im Bereich der Abrasion von IPS e.max Press.

5. Klinische Studien

5.1 *PD Dr. Edelhoff, Universitätsklinikum Aachen*

- Titel:** Klinische Untersuchung von IPS e.max Press verblendet mit IPS Eris for E2
- Ziel:** Die klinische Bewährung von IPS e.max Press - Restaurationen
- Studienaufbau:** Bei 41 Patienten wurden 104 Restaurationen (82 Kronen im Vorderzahnbereich, 22 Kronen im Seitenzahnbereich) eingegliedert. Die Befestigung erfolgte größtenteils (69,2%) adhäsiv (Variolink II), in knapp einem Drittel der Fälle (30,8%) mit Glasionomierzement (Vivaglass Cem).
- Resultate:** 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 [20].
- Schlussfolgerung:** Kronen aus Lithiumdisilikat-Keramik bewähren sich klinisch sowohl mit adhäsiver als auch mit konventioneller Zementierung.

5.2 *Prof. Dr. Kern, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Kiel*

5.2.1 *Klinische Bewährung von Presskeramikbrücken*

- Titel:** Prospektive 5-Jahresstudie über vollkeramische Kronen- und Inlaybrücken
- Ziel:** Klinische Bewährung von Inlay- und Kronenbrücken aus IPS e.max Press
- Studienaufbau:** 36 Kronenbrücken wurden bei 28 Patienten eingegliedert. Die Befestigung erfolgte bei etwas mehr als der Hälfte der Kronenbrücken konventionell. Die anderen Kronenbrücken wurden adhäsiv (Variolink II) befestigt.
Ca. 90% der Restaurationen wurden im Seitenzahnbereich eingegliedert.
- Resultate:** Nach einer mittleren Beobachtungszeit von 48 Monaten traten bei den Kronenbrücken keine Frakturen auf. Die Vierjahres-Überlebensrate nach Kaplan Meier beträgt 100%.
Nach 8 Jahren ergab sich eine Kaplan-Meier-Überlebensrate von 93%. Bei zwei Kronenbrücken kam es zu Frakturen. Bei 2 Kronenbrücken (6%) zu Abplatzungen des Verblendmaterials [21; 22].
- Schlussfolgerung:** Dreigliedrige Kronenbrücken aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik bewähren sich klinisch sowohl mit adhäsiver als auch mit konventioneller Zementierung.

5.2.2 Klinische Bewertung des Randspaltverhaltens

- Titel:** Klinische Untersuchung der Passgenauigkeit eines neuen experimentellen Vollkeramiksystems vor und nach der Befestigung
- Ziel:** Untersuchung der Passgenauigkeit von Inlay- und Kronenbrückenankern
- Studienaufbau:** Die Studie erfasste 19 Patienten. Pro Brücke wurde je ein Anker untersucht (11 Kronen, 8 Inlays). Jeweils vor und nach der adhäsiven Befestigung (Variolink II) wurden Abdrücke gemacht. Die Spaltbreiten wurden im REM vermessen. Die Konturen wurden in Sektoren von 200 µm eingeteilt. Für die Auswertung wurde von jedem Sektor der größte Wert genommen.

Resultate:

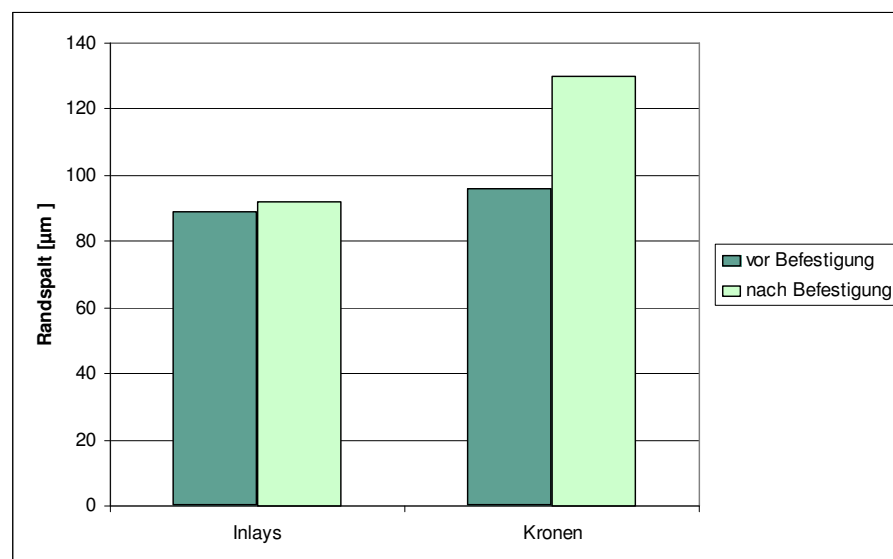


Abb.23: Randspalten von Inlays und Kronen vor und nach der Befestigung (Wolfart *et al.* [23])

Die Randspalten der Brücken mit Kronenankern waren nach der Befestigung signifikant höher als vorher. Bei den Inlaybrücken konnte durch die Befestigung keine signifikante Änderung des Randspalts festgestellt werden. Die Randspalten liegen bei den Kronen- und Inlaybrücken innerhalb biologisch akzeptierbarer Standards [23].

5.3 Prof. Dr. Anusavice, University of Florida, Gainesville; Dr. Esquivel-Upshaw, University of Texas Health Center, San Antonio

5.3.1 Klinische Bewährung von Seitenzahnbrücken

- Titel:** *In vivo* – Verhalten eines experimentellen Gerüstmaterials für Seitenzahnbrücken
- Ziel:**
- Klinische Bewährung von IPS e.max Press für Seitenzahnbrücken unter Einhaltung der vorgegebenen Verbinderdimensionen
 - Einfluss der maximalen Kaukräfte auf die Überlebensrate der Brücken.

Studienaufbau: 30 Brücken (Maltechnik, glasiert), wurden bei 21 Patienten eingesetzt. Die Befestigung erfolgte konventionell (ProTec CEM) oder adhäsiv (Variolink II). Von jeder Brücke wurden die Querschnitte der Verbinder ausgemessen. Bei jedem Patienten wurde die Kaukraft ermittelt. Diese Daten sollen die Interpretation der klinischen Beobachtungen unterstützen.

Resultate: 4-Jahresresultate:
Ohne Berücksichtigung der Herstellerangaben für die Konnektordimensionen hatten sich innerhalb von 4 Jahren vier Ausfälle durch Frakturen (4/30) ereignet, was einer Erfolgsrate von 87% entspricht.

Es zeigt sich in einem Frakturfall eine maximale Kaukraft von 1031 N und in 2 Fällen Nichteinhalten der vorgegebenen Verbinderdimensionen.

Berücksichtigt man in der Auswertung die Kaukräfte und die Verbinderdimensionen (Herstellervorgaben) ergibt sich über 4 Jahre eine Ausfallrate von 3.3% (Fraktur einer Brücke) [24-26].

5.3.2 Klinische Bewährung von Seitenzahnkronen (Material-Vergleich)

Titel: Ermittlung des Abrasionsverhaltens von Zahnschmelz und Keramikrestorationen (Kronen) im klinischen Einsatz

Ziel: Ermittlung des Abrasionsverhaltens von Zahnschmelz und IPS e.max Press-Kronen im klinischen Einsatz

Studienaufbau: 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 mit IPS Eris for E2 verblendet (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.

Resultate: Es wurden der Bruch einer IPS Empress 2-Krone, sowie die Dezementierung einer IPS e.max Press-Krone berichtet.

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 (Abb. 25). Der Verschleiß der Keramikronen war für IPS e.max Press geringer als für andere Keramiken (Abb. 24).

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

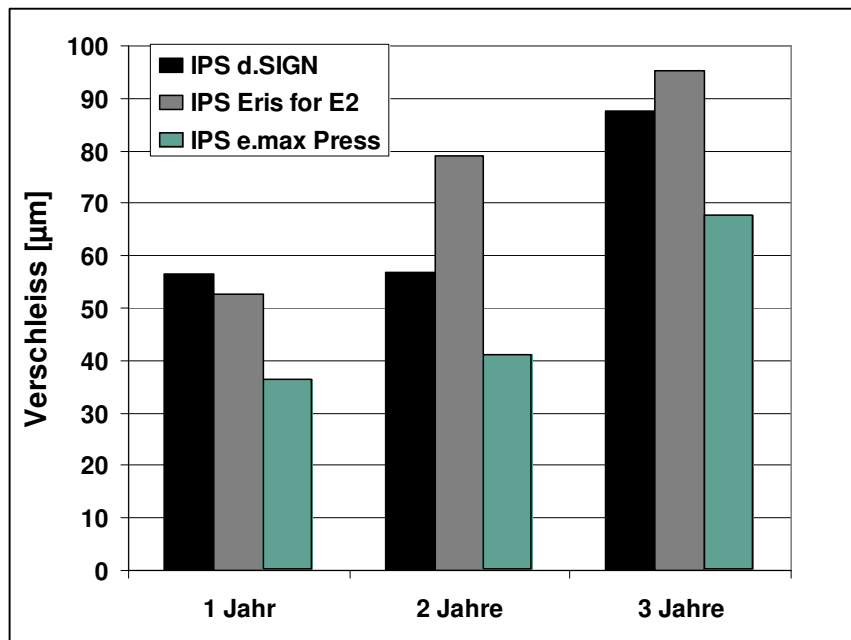


Abb.24: Abrasion der Keramikkronen im Verhältnis zur Tragezeit

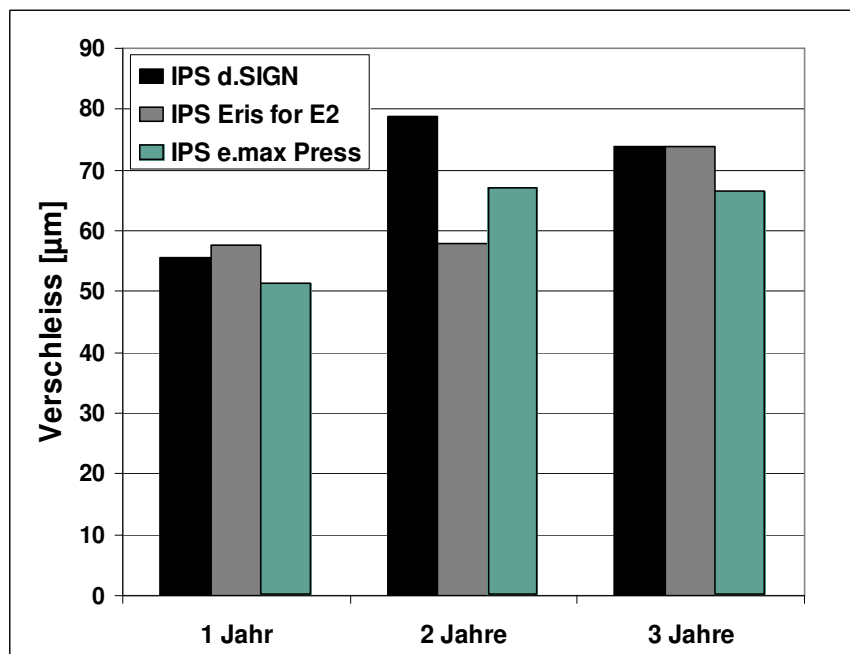


Abb. 25: Antagonisten-abrasion im Verhältnis zur Zeit

5.3.3 *Klinische Bewährung von Seitenzahnkronen*

Titel:	Clinical performance and wear characteristics of veneers lithia-disilicate-based ceramic crowns
Ziel:	Klinische Bewährung und Abrasionsverhalten von verblendeten Lithiumdisilikat-Kronen (LS ₂) unter Berücksichtigung der Beißkräfte
Studienaufbau:	30 Kronen wurden bei 30 Patienten eingesetzt. Die Befestigung erfolgte bei 10 Kronen mit Variolink II, bei den anderen 20 Kronen vorerst temporär.
Resultate:	Nach einer Beobachtungszeit von einem Jahr wurden alle Kronen als gut bewertet. Es gab keine katastrophalen Ausfälle. Die statistische Analyse ergab keinen signifikanten linearen Zusammenhang zwischen maximaler Beißkraft und Abrieb [27].

5.4 **Dr. Stappert, Universitätsklinikum, Freiburg i. Br.**

Titel:	Klinische Untersuchung mit vollkeramischen Lithiumdisilikat (LS ₂) 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 devitale 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) [28; 29].
Schlussfolgerung:	Vollkeramische Teilkronen sowohl aus gepresster Keramik als auch aus CAD/CAM-Fertigung stellen verlässliche Behandlungsoptionen zur Restauration größerer Defekte im Seitenzahnbereich dar.

5.5 **Prof. Dr. Watson, King's College, London**

5.5.1 *Klinisches Verhalten von Seitenzahnkronen*

Titel:	Klinische Untersuchung von zwei kommerziell erhältlichen Systemen gegenüber einem experimentellen keramischen System
Ziel:	Klinisches Verhalten von Seitenzahnkronen. Vergleich von drei keramischen bzw. metallkeramischen Materialien.
Studienaufbau:	90 Seitenzahnkronen wurden in 48 Patienten eingesetzt: <ul style="list-style-type: none">- 30 IPS e.max Press-Kronen, vullanatomisch- 30 Procera-AllCeram-Kronen (PA), beschichtet- 30 Metallkeramikronen (PFM, IPS Classic) Die Beurteilung bei den Nachuntersuchungen erfolgte nach USPHS-Kriterien.

Resultate: Nach 54 Monaten wurden keine oder nur minimale Veränderungen der IPS e.max Press-Restaurationen gemäß den USPHS-Kriterien festgestellt (Verfärbung, Plaque-Anlagerung, Abplatzungen). Dagegen wurde die Fraktur von 2 Procera-Allceram-Kronen beobachtet.

Nach 7 Jahren zeigte die Bewertung anhand der USPHS-Kriterien sichtbare Rauigkeiten, Abrasion und Verformungen an den okklusalen Kontakten in allen Kronen. Drei Procera-Kronen wurden mit „Delta“ bewertet und auf Grund von Frakturen entfernt, außerdem traten Abplatzungen der Beschichtung auf. Vier IPS e.max-Press Kronen wurden mit „Charlie“ bewertet und wegen Rissausbreitung entfernt [30-33].

Schlussfolgerung: Die klinische Leistungsfähigkeit von IPS e.max-Press Kronen ist vergleichbar mit der von Procera-AllCeram-Kronen. Jedoch unterschieden sich die Arten von klinischem Versagen und IPS e.max zeigte eine signifikant verbesserte Resistenz gegenüber Abrasion (siehe auch nächsten Abschnitt).

5.5.2 Prospektive klinische Studie: Gegenzahnabrasion und Abrasion keramischer Restaurationen

Ziel: Ermittlung von Gegenzahnabrasion und Abrieb an keramischen Restaurationen während 2 Jahren klinischen Einsatzes. Vergleich von drei keramischen bzw. metallkeramischen Materialien.

Studienaufbau: 90 Seitenzahnkronen wurden in 48 Patienten eingesetzt:

- 30 IPS e.max Press-Kronen, vollanatomisch
- 30 Procera-AllCeram-Kronen (PA), beschichtet
- 30 Metallkeramikronen (PFM, IPS Classic)

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

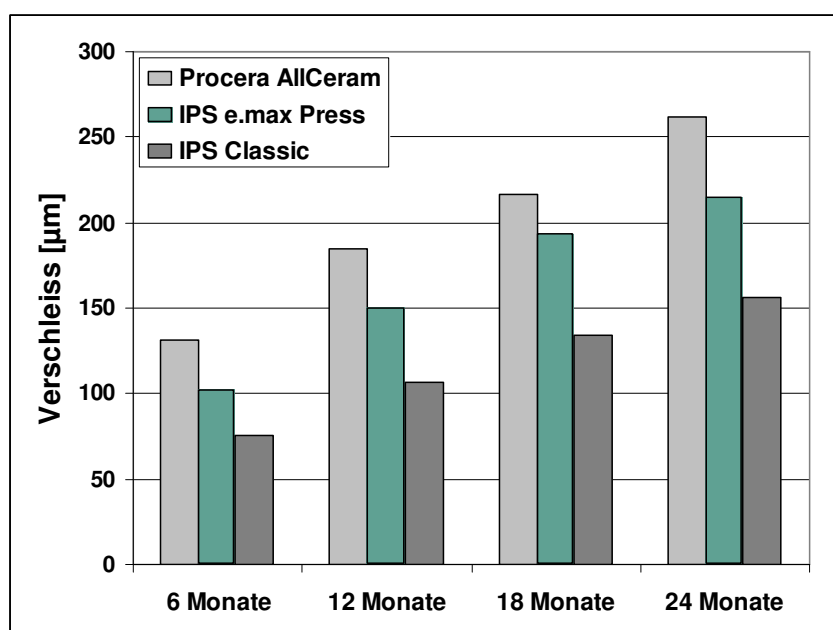


Abb. 26: Abrasion der Keramikronen im Verhältnis zur Tragezeit

- Resultate:** Messungen nach 2 Jahren ergaben, dass IPS e.max Press-Kronen einen kleineren Abrieb aufweisen als Procera-AllCeram-Kronen (Abb. 26). Die Abrasion des Gegenzahnes ist ebenfalls kleiner. Der Verschleiß von Schmelz, der gegen Kronen aus Lithiumdisilikat okkludiert, ist ähnlich gering wie jener gegen Kronen aus Mark II. Auch nach 7 Jahren war der Abrieb von Schmelz gegenüber IPS e.max Press-Kronen kleiner als der von Procera-AllCeram-Kronen [33; 34].
- Schlussfolgerung:** Auch wenn man Abrieb messtechnisch erfassen kann, fällt der Verschleiß 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 die Abrasion von glaskeramischen Kronen so gering, dass die ästhetischen und biologischen Vorteile gegenüber metallischen und metallkeramischen Restaurationen überwiegen.

5.6 Prof. Dumfahrt, Universitätsklinik, Innsbruck

- Titel:** Klinische Bewährung eines neuen Presskeramiksystems – Inlays, Onlays, Veneers
- Ziel:** Die klinische Bewährung von IPS e.max Press bei den Indikationen Inlay, Onlay und Veneer
- Studienaufbau:** Eingliederung von 177 Restaurationen (vollanatomisch oder verblendet mit IPS Eris for E2) bei 26 Patienten.
- Befestigung mit Variolink II.
Anzahl der Restaurationen: 41 Inlays, 66 Onlays, 24 Kronen, 46 Veneers
- Resultate:** Die Überlebensrate nach 24 Monaten beträgt 100%.
Die Passgenauigkeit wird als sehr gut bewertet.
Das Handling wird klinisch und labortechnisch als sehr gut beurteilt.

5.7 The Dental Advisor

- Titel:** IPS e.max 4-year clinical performance
- Ziel:** Ermittlung der klinischen Bewährung von IPS e.max Press hinsichtlich Ästhetik, Fraktur/Chipping, Randverfärbung
- Studienaufbau:** Vier Zahnärzte gliederten 440 IPS e.max Restaurationen in 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 semi-adhäsiven oder einem adhäsiven Zement.
- Resultate:** 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 [35].

5.8 Prof. Dr. K. Böning, Technische Universität Dresden

- Titel:** Bewährung einer neuen Pressglaskeramik
- Ziel:** Ermittlung der klinischen Bewährung von IPS e.max Press
- Studienaufbau:** Eingliederung von 39 IPS e.max Press Kronen (Testgruppe) und 40 metallkeramische Kronen aus der hochgoldhaltigen Legierung D.SIGN und der Aufbrennkeramik IPS D.SIGN (Kontrollgruppe) in insgesamt 63 Patienten.
Die Befestigung erfolgte konventionell mit Glassionomerzement.
- Resultate:** 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 [36].

5.9 Dr. A. Peschke, ZA R. Watzke, Interne Klinik, Ivoclar Vivadent AG, Schaan

5.9.1 IPS e.max Press LT

- Titel:** Prospektive Klinische Studie mit IPS e.max Press LT
- Ziel:** Ermittlung der klinischen Bewährung von IPS e.max Press LT
- Studienaufbau:** Eingliederung von 38 Restaurationen (darunter Kronen, Teilkronen, Inlays, Veneers).
Adhäsive Befestigung von 36 Restaurationen (5 Variolink II, 31 Multilink Automix), und zwei Mal konventionell mit Vivaglass Cem.
- Resultate:** Bei einer Beobachtungszeit von bis zu 26 Monaten wurden keine negativen Vorkommnisse berichtet.

5.9.2 IPS e.max Press HT

- Titel:** Prospektive Klinische Studie mit IPS e.max Press HT
- Ziel:** Ermittlung der klinischen Bewährung von IPS e.max Press HT
- Studienaufbau:** Eingliederung von 87 Restaurationen (Onlays, Inlays, 1 Krone).
Adhäsive Befestigung mit Variolink II bzw. Multilink Automix.
- Resultate:** Bei einer Beobachtungszeit von bis zu 26 Monaten wurden keine negativen Vorkommnisse berichtet.

5.10 Zusammenfassung

Daten aus klinischen Studien zu IPS e.max Press sind recht vielfältig und bereits über längere Zeiträume zugänglich. Aus diesem Grund konnte das Indikationsfeld für diese Lithiumdisilikat-Presskeramik (LS₂) sehr genau definiert werden. Mit der Gerüstversion IPS e.max Press MO und dem IPS e.max Press LT liegen bereits vielfältige klinische Erfahrungen vor. Bisher hat es sich sehr gut auf dem Markt bewährt. Die HT-Version wird vor allem für Inlays und Onlays seit 26 Monaten eingesetzt.

Wenn entsprechend den Vorgaben aus der Verarbeitungsanleitung vorgegangen wird, kann IPS e.max Press klinisch erfolgreich eingesetzt werden.

6. Biokompatibilität

6.1 Einleitung

Keramikmaterialien, die in der Zahnheilkunde verwendet werden, gelten als außerordentlich „biokompatibel“ [37-40]. Mit Biokompatibilität wird allgemein eine gute (Gewebe-) Verträglichkeit gemeint [40] 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 [41].

Der gute Ruf der Keramik betreffend der Biokompatibilität [37; 42] 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) [37; 42; 43]
- Sehr geringe Löslichkeit [43]
- Hohe Stabilität im aggressiven Mundmilieu, auch gegen saure Medien [37; 42]
- Geringe Tendenz zur Plaqueanlagerung [37; 42]
- Keine störenden Interaktionen mit anderen Werkstoffen [37; 42]
- Keine chemische Degradation unter Bildung von Abbauprodukten [37; 42]

Prinzipiell können Keramiken daher auch als „bioinert“ [40] bezeichnet werden.

Im Folgenden wird im Detail auf die Biokompatibilität von IPS e.max Press eingegangen.

6.2 Chemische Beständigkeit

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

Gemäß Anusavice [37] gelten Keramiken als die beständigsten Dentalmaterialien.

Chemische Löslichkeit von IPS e.max Press (nach ISO 6872):

	Chem. Löslichkeit [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]	Grenzwert nach Norm [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]
IPS e.max Press	40 ± 10	< 100

(Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2005)

- Die chemische Löslichkeit von IPS e.max Press liegt weit unter dem in der Norm festgelegten Grenzwert.

6.3 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. 27). In allen Versuchen mit Keramiken betrug die Lebensfähigkeit 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 Lebensfähigkeit der Zellen war in diesem Fall auf circa 20% herabgesetzt, womit es weitaus toxischer ist als Keramik [44].

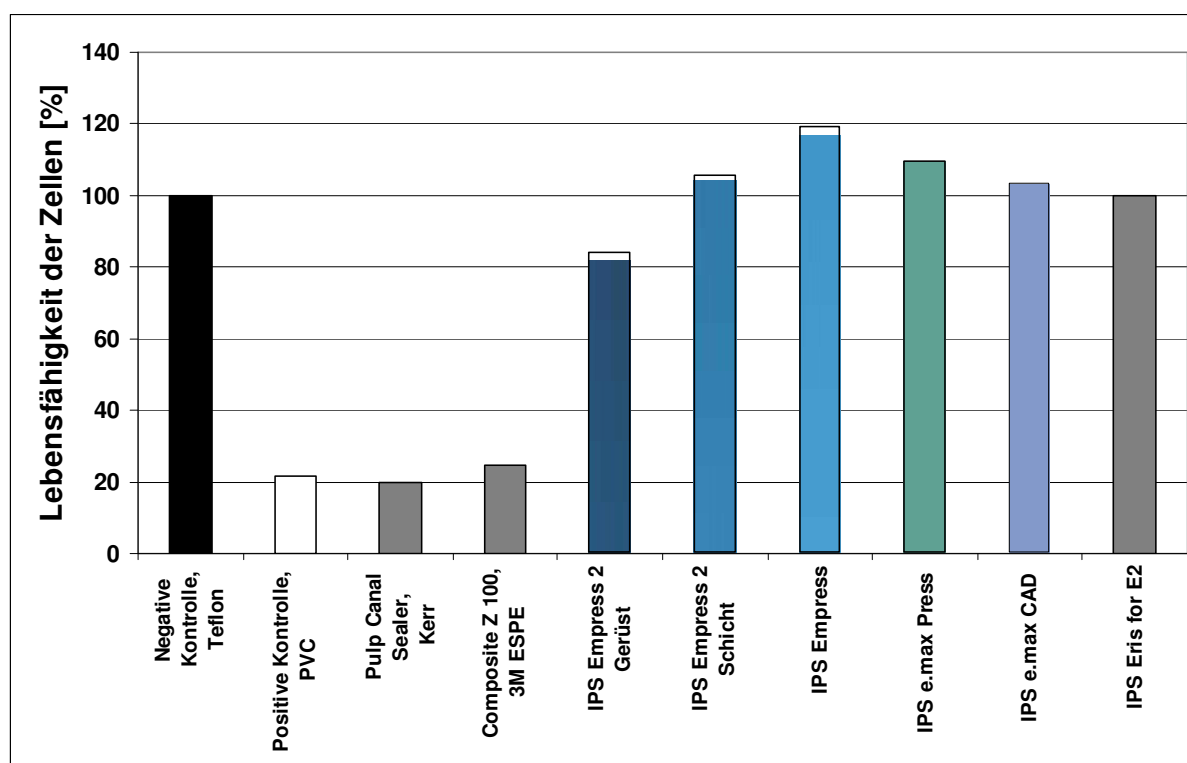


Abb. 27: Zytotoxizitätstest – Vergleich verschiedener Keramiken und Komposit (Direkter Zellkontakttest [44])

- Unter den gewählten Versuchsbedingungen wurde für IPS e.max Press kein zytotoxisches Potential festgestellt.

6.4 Sensibilisierung, Irritation

Cavazos [45] und Allison *et al.* [46] zeigten, dass Dentalkeramik – im Gegensatz zu anderen Dentalmaterialien – im Kontakt mit der Mundschleimhaut keine oder nur minimale negative Reaktionen auslöst. Mitchell [47] sowie Podshadley und Harrison [48] zeigten mit Implantat-Versuchen, dass glasierte Keramik nur zu einer sehr geringen entzündlichen Reaktion führt

[47; 48] und weit weniger reizend wirkte als andere akzeptierte Dentalmaterialien wie Gold oder Kunststoff [48].

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 e.max Press im Normalfall vermieden werden.

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

6.5 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 [49-51]. Dazu gab es auch Berechnungen über eine mögliche Strahlenbelastung durch im Mund eingesetzte Keramik [52]. Da es seit Anfang der 80er Jahre 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 [49]. Daher wurde in den Keramiknormen (EN ISO 6872; EN ISO 9693; ISO 13356) bestimmt, dass keine radioaktiven Zusätze erlaubt sind, und Grenzwerte für die maximal tolerierbare Radioaktivität festgelegt.

Für IPS e.max Press wurde mittels γ -Spektroskopie folgende Radioaktivität gemessen.

	²³⁸ U [Bq/g]	²³² Th [Bq/g]
IPS e.max Press	< 0,03	< 0,03
Grenzwert nach ISO 6872:2008	1,000	-

Forschungszentrum Jülich (2006)

- Die Radioaktivität von IPS e.max Press liegt weit unter dem nach Norm geforderten Grenzwert. (Zum Vergleich: die Aktivitäten der Erdkruste liegen für ²³⁸U und ²³²Th im Bereich von 0,03 Bq/g)

6.6 Biologische Risiken für Anwender und Patienten

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

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

Auch für den Patienten ist das biologische Risiko ausgehend vom Keramikmaterial als sehr gering einzustufen. Aufnahme von abradierter Keramik oder Verschlucken von

Keramikabplatzungen sind als unbedenklich anzusehen. Bei korrekter Indikationsstellung und Passung sind weder lokale noch systemische Nebenwirkungen zu erwarten [37; 53].

6.7 Klinische Erfahrung

Die klinischen Erfahrungen mit Lithiumdisilikat-Keramiken (IPS Empress 2, IPS e.max Press) reichen bis ins Jahr 1998 zurück. Es gibt bislang keine Meldungen unerwünschter Wirkungen, die mit Biokompatibilitätsproblemen zusammenhängen könnten.

6.8 Schlussfolgerung

Lithiumdisilikat-Keramik wurde im Hinblick auf die Verwendung als Medizinprodukt auf jegliche Art von toxikologischem Potential hin untersucht. 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.

Die hier präsentierten Ergebnisse zeigen, dass von Dentalkeramiken insgesamt ein sehr geringes Risiko ausgeht und eine gute Biokompatibilität gegeben ist. Von diesem Standpunkt sind die Keramiken im Dentalgebiet als Materialien der Wahl zu bezeichnen.

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

7. Quellenverzeichnis

1. Kracek F. The binary system Li₂O - SiO₂. PhysChem 1930:2641-2650.
2. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent 2003;89:374-380.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent 2003;31:181-188.
4. Berge HX, Sorensen JA, Edelhoff D. Split energy factor theory in fracture analysis of dental ceramics. J Dent Res 2001;80:57.
5. Sorensen JA, Berge HX, Edelhoff D. Effect of storage media and fatigue loading on ceramic strength. J Dent Res 2000;79:217.
6. Anusavice KJ, Della Bona A, Mecholsky JJ. Fracture behavior of Leucite- and Lithia-Disilicate-based hot-pressed ceramics. J Dent Res 2001;80:544.
7. Ludwig K, Kubick S, Klopfer S. In vitro investigations on the fracture strength of anterior bridges made of IPS Empress, IPS Empress 2 and new all-ceramic materials. Int Symp Crystallization in Glasses & Liquids 2000;73:293-317.
8. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 2001;56:90-98.
9. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004;20:441-448.
10. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. Dent Mater 2002;18:12-19.

11. Steiner M, Sasse M, Kern M. Fracture resistance of all-ceramic crown systems. IADR Abstract #2999, San Diego 2011.
12. Schröder S, Vergleich der Festigkeiten verschiedener Vollkeramiksysteme anhand von unterschiedlichen Norm- und Brückenprüfungen. Praxissemesterbericht FH Osnabrück, Feb. 2004.
13. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro F, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010; 104(1):6-12.
14. Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. *J Dent Res (Spec Iss A)* 2002;81.
15. Edelhoff D, Sorensen JA. Light transmission through all-ceramic framework materials and bovine dentin. *J Dent Res* 2001;80:600.
16. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaption of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004;196:766-770.
17. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006;137:514-522.
18. Stappert C, Att W, Strub JR. Überlebensrate und Bruchfestigkeit von vollkeramischen Teilkronen unterschiedlicher Präparation nach thermozyklischer Kausimulation. Eine In-vitro-Studie. Abstracts 2002.
19. Stappert CF, Guess PC, Gerds T, Strub JR. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent* 2005;18:275-280.
20. Gehrt MA, Rafai N, Reich S, Wolfart S, Edelhoff D. Outcome of Lithium-Disilicate Crowns after 8 Years. IADR Abstract #656, Barcelona 2010.
21. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater* 2009; 25(9):e63-71.
22. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2005;18:497-505.
23. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical Evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003;16:587-592.
24. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-475.
25. Esquivel-Upshaw J, Young H, Jones C, Yang M, Anusavice K. Four-Year Clinical Performance of a Lithia Disilicate-Based Core Ceramic for Posterior Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21:155-160.
26. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont* 2006;19:391-396.
27. Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater* 2008;24:667-673.

28. 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.
29. 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.
30. Etman MK, Watson TF, Woolford MJ. Clinical performance of experimental glass-ceramic posterior crowns: 3D measurement of clinical wear. J Dent Res (Spec Iss A) 2002;81.
31. Etman MK, Woolford MJ, Watson TF. 3-year Clinical Evaluation of Experimental Glass-Ceramic Crowns: In-vivo Elemental Analysis. J Dent Res 2004;83(Spec Iss A):Abstract #0197.
32. Etman MK, Woolford MJ, Dunne SM, Wilson N. 54 Months Clinical Performance and Crack Propagation in All-Ceramic Restorations. J Dent Res 2005;84(Spec Iss A).
33. Etman MK, Woolford MJ. 7-year Clinical Evaluation of All-ceramic Crowns: Wear and Crack Analysis. IADR Abstract #0308, Toronto 2008.
34. Etman MK, Woolford MJ, Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. Int J Prosthodont 2008;21(3):245-52.
35. The Dental Advisor. IPS e.max 4-year Clinical Performance. June 2010;27(5).
36. Böning K, Ullmann U, Wolf A, Lazarak K, Walter M. Dreijährige klinische Bewährung konventionell zementierter Einzelkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006;61:604-611.
37. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-89.
38. McLean J. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
39. Roulet J, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 1989.
40. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
41. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. J Prosthet Dent 2001;86:203-209.
42. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
43. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:625-628.
44. Dahl JE. MTT-test. NIOM Report No. 004/04. 2004.
45. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. J Prosthet Dent 1968;20:143-153.
46. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
47. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. J Am Dent Assoc 1959;59:954-966.
48. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
49. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.

50. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. Br Dent J 1974;136:101-106.
51. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Dtsch Zahnärztl Z 1976;31:860.
52. 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.
53. 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 ("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 AG
Forschung und Entwicklung
Wissenschaftlicher Dienst
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Petra Bühler-Zemp / Dr. Thomas Völkel / Dr. Kathrin Fischer
Ausgabe: März 2011
Ersetzt Version: März 2009
