

IPS InLine®

IPS InLine® Konventionelle Metallkeramik

IPS InLine® One Einsicht-Metallkeramik

IPS InLine® PoM Press-on-Metal Keramik



Wissenschaftliche Dokumentation

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	3
2. Werkstoffkundliche Grundlagen.....	5
2.1 Herstellung von Feldspatkeramik	5
3. Materialbeschreibung.....	6
3.1 IPS InLine – Konventionelle Metallkeramik.....	6
3.2 IPS InLine PoM – Press-on-Metal Keramik.....	8
3.3 Shade, Stains und Glasur	8
3.4 Metall-Keramik-Verbund.....	8
4. Technische Daten	11
5. Materialtechnische Prüfungen.....	17
5.1 Biaxiale Biegefestigkeit (interne Messung).....	17
5.2 Werkstoffdaten IPS InLine PoM – Press-on-Metal.....	17
5.3 Volumenschwindung.....	18
5.4 Thermische Ausdehnung	19
5.5 Physikalische Eigenschaften.....	21
6. In vitro – Untersuchungen.....	23
6.1 Einleitung.....	23
6.2 In vitro – Verschleiss - Tests in der Kaumaschine	23
6.3 Metallkeramikverbund	26
6.4 Legierungsliste IPS InLine System	28
6.5 Metall-Keramikverbund (wiedervergossene Legierungen)	29
7. Klinische Bewertung des IPS InLine Systems.....	30
7.1 Klinische Daten	30
7.2 Klinische Studien mit IPS InLine (Konventionelle Metallkeramik).....	30
7.3 Klinische Studien mit IPS InLine PoM (Press-on-Metal Keramik).....	31
8. Biokompatibilität.....	32
8.1 Einleitung.....	32
8.2 Biokompatibilität	32
8.3 Chemische Löslichkeit	33
8.4 In vitro - Zytotoxizität.....	33
8.5 Radioaktivität.....	33
8.6 Sensibilisierung, Irritation.....	34
8.7 Biologische Risiken für Anwender und Patienten.....	34
8.8 Schlussfolgerung.....	34
9. Quellen	35

1. Einleitung

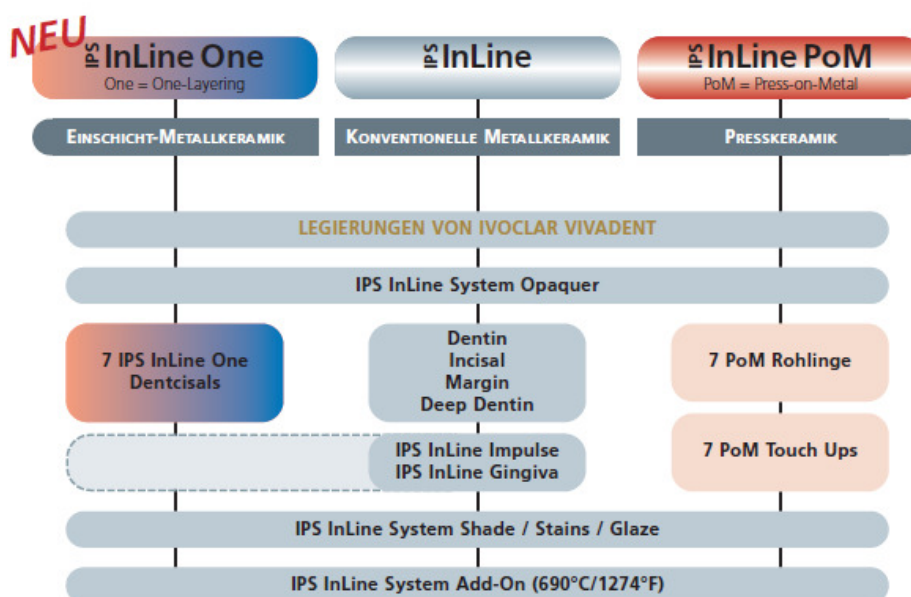
IPS InLine One (Einschicht-Metallkeramik), *IPS InLine* (konventionelle Schichtkeramik) und *IPS InLine PoM* (Press-on-Metal) sind Verblendkeramiken für Legierungen. Es handelt sich dabei um Leuzitkeramiken.

IPS InLine One ist eine Einschicht-Metallkeramik. *IPS InLine One* sind Einschichtmassen, die auf den bestehenden Rohstoffen von *IPS InLine* basieren. Diese Schichtmassen werden „Dentcisal“ genannt– es handelt sich dabei um eine Kombination aus Dentin- und Incisal- Massen, auch mit den entsprechenden Eigenschaften in Hinblick auf Chroma und Transluzenz. Diese Komponenten ermöglichen dem Anwender naturgetreue Restaurationen schnell und effizient herzustellen.

IPS InLine ist eine konventionelle Metallkeramik. Angepasste Herstellungsprozesse und eine spezielle Korngrößenverteilung bilden die Grundlage für die Entwicklung. Daraus ergibt sich ein Produkt mit guter Brennstabilität, geringer Schwindung, sowie einfacher Verarbeitung für ästhetisch hochwertige Restaurationen.

IPS InLine PoM ist eine Press-on-Metal Keramik. Damit können die Vorzüge der Guss- und Press-Technologie optimal kombiniert werden. Im Gegensatz zur Schichttechnik wird die Modellation bei der Press-on-Metal Technik von *IPS InLine PoM* in ihrer endgültigen Form angefertigt. Cut-back und Keramiksichtung entfallen – es wird einfach nur Opaquer aufgetragen, aufgewachst, vollanatomisch gepresst und mit Malfarben charakterisiert und glasiert.

Systemkonzept:



Indikationen:*IPS InLine One*

- Einschicht Verblendkeramik für die gängigsten Dental-Legierungen im WAK Bereich von $13.8 - 15.0 \times 10^{-6}/K$ (25-500°C)

IPS InLine

- Klassische Mehrschicht-Verblendkeramik für die gängigsten Dental-Legierungen im WAK Bereich von $13.8 - 15.0 \times 10^{-6}/K$ (25-500°C)
- Veneers auf feuerfestem Stumpfmaterial

IPS InLine PoM

- Vollanatomisches Überpressen von maskierten (Opaquer) Kronen- und Brückenmetallgerüsten
- Überpressen von Dental-Legierungen im WAK-Bereich von $13.8 - 14.5 \times 10^{-6}/K$ (25-500°C) mit einem Anteil von <10% Silber

2. Werkstoffkundliche Grundlagen

Konventionelle Dentalkeramiken basieren auf dem Dreistoffsystem Ton/Kaolin – Feldspat – Quarz. Der oft verwendete Begriff "Dentalporzellan" ist verwirrend, denn die Dentalkeramiken unterscheiden sich sehr stark vom Haushaltsporzellan. Betrachtet man das Dreistoffsystem (Abb. 1), so ist gut ersichtlich, dass Dentalkeramiken viel Feldspat und wenig Kaolin enthalten, dies ist beim Haushaltsporzellan genau umgekehrt.

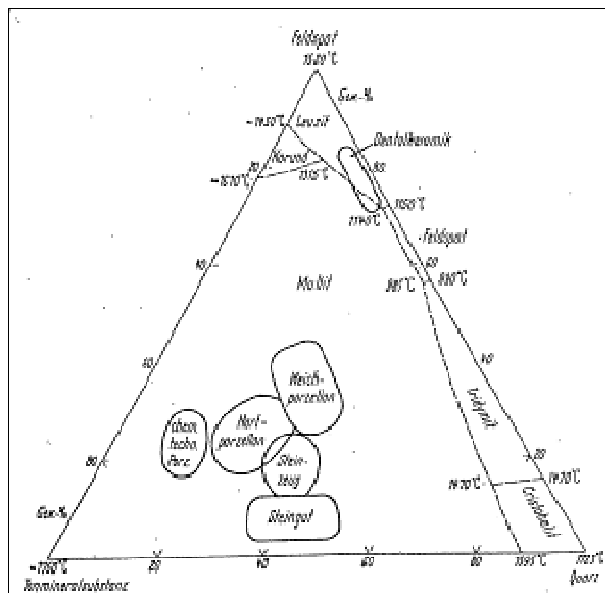


Abb. 1: Dreistoffsystem: Tonmineral- Feldspat-Quarz [1]

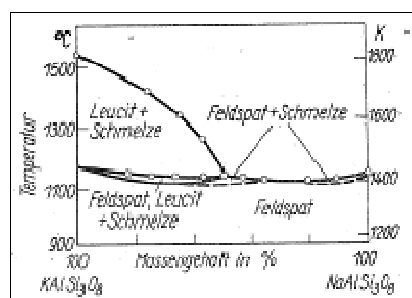


Abb. 2 : Zustandsdiagramm Orthoklas-Albit [2]

Die Feldspatkeramik besteht teilweise aus natürlichen Rohstoffen (Feldspat). Natürliche Feldspäte sind z.B. Kalifeldspat (KAlSi_3O_8 ; Orthoklas) und Natronfeldspat ($\text{NaAlSi}_3\text{O}_8$; Albit). Der Kalifeldspat verleiht der Dentalkeramik eine hohe Härte, eine höhere Wärmeausdehnung sowie chemische Beständigkeit. Für dentale Anwendungen wird im Allgemeinen ein hoher Anteil Kalifeldspat gewählt. Dieser ermöglicht die Bildung von Leuzitkristallen, die während des Schmelzprozesses guten Widerstand gegen pyroplastisches Fließen leisten. Im Zustandsdiagramm (Abb. 2) ist ersichtlich, dass Kalifeldspat beim Schmelzpunkt nicht direkt in Schmelze übergeht, sondern dass sich über ein grösseres Temperaturintervall eine Phase aus Schmelze und Leuzitkristallen bildet. Diese Übergangsphase hat eine sehr hohe Viskosität, d.h. sie ist sehr zähflüssig. Dieses breite Intervall gibt den Brennobjekten eine gute Standfestigkeit [1; 3].

Die Leuzitkristalle in der Glasmatrix erhöhen die Festigkeit der Restauration. Die Rissausbreitung wird an den Kristallen gebremst oder umgelenkt. Dabei wird durch die kristalline Phase Rissenergie aufgenommen. Dies verhindert oder verlangsamt den weiteren Rissfortschritt.

2.1 Herstellung von Feldspatkeramik

Feldspatkeramik enthält im Gegensatz zu synthetischer Leuzitkeramik natürlichen Feldspat als Ausgangsmaterial.

Natürlicher Feldspat und glasbildende Chemikalien werden aufgemahlen, gemischt und aufgeschmolzen. Durch Abschrecken dieser Schmelze entsteht ein Glas mit der gewünschten chemischen Zusammensetzung. Erneutes Aufmahlen (eventuell in Kombination mit anderen Glaspulvern) ergibt ein Glaspulver mit dem die Weiterverarbeitung zur endgültigen Leuzitkeramik erfolgt. Diese Weiterverarbeitung beginnt

mit dem Vermischen der Glaspulver und einer nachfolgend definierten thermischen Behandlung (Sintern / Tempern), die den Gehalt an Leuzit im Endprodukt steuert. Um den Ausscheidungsprozess von Leuzit im gewünschten Moment zu stoppen, wird die Mischung abgeschreckt. Weiteres Aufmahlen und Aussieben führt zum gewünschten Endprodukt.

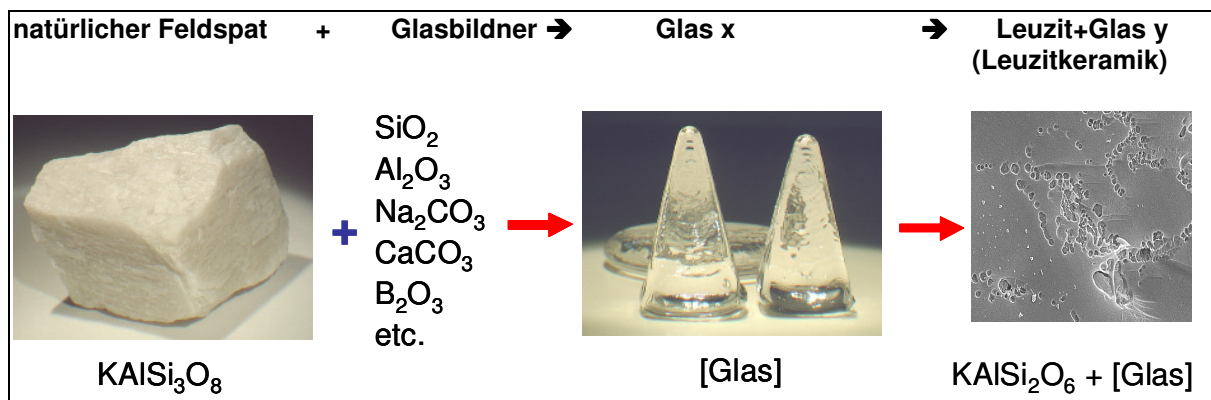


Abb. 3: Herstellung von Feldspatkeramik

3. Materialbeschreibung

3.1 IPS InLine – Konventionelle Metallkeramik

Das Gefüge von *IPS InLine* besteht aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen.

REM-Aufnahmen von polierten und angeätzten Oberflächen erlauben einen Einblick in die Mikrostruktur des Werkstoffs. Je nach Vergrößerung sind u.a. die verschiedenen Phasen (Glas/Kristall), die Korngrößen, Korngrenzen sowie Defekte (z.B. Poren, Risse) ersichtlich, wie die folgende Bilderserie zeigt (Abbildungen 4 bis 6). Leuzit entsteht durch Oberflächenkristallisation, daher liegen die Leuzitkristalle entlang der Korngrenzen. Die "perlschnurartige" Aneinanderreihung kleiner Leuzitkristalle zeigt die ehemaligen Korngrenzen vor dem Tempren/ Sintern (siehe Abbildungen 7a und 7b).

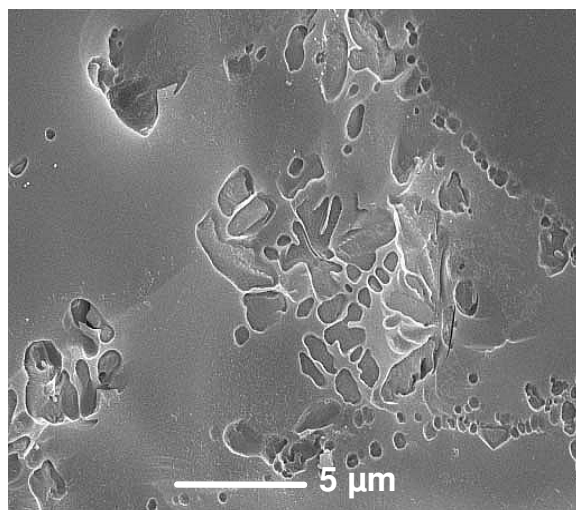


Abb. 4: *IPS InLine* Dentin A2; 5000x, geätzt. Eine auf das Material abgestimmte Ätzbehandlung löst die Leuzitkristalle schneller auf als das Glas.

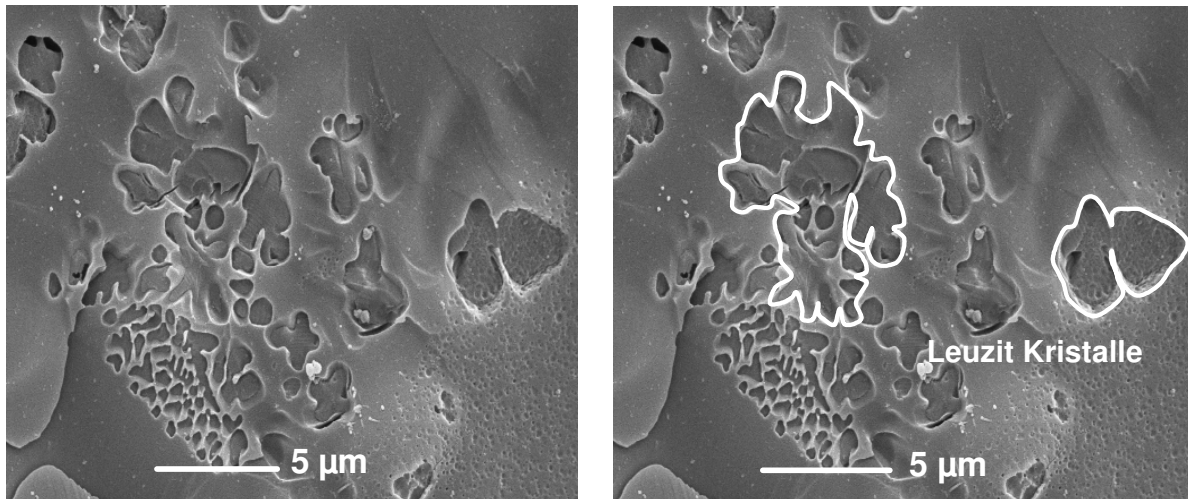


Abb. 5a und 5b: IPS InLine Dentin A3; 5000x, geätzt. Zu sehen sind Glasmatrix und Leuzitkristalle. Beide Bilder zeigen den gleichen Ausschnitt. Auf Abb.5b wurden die Leuzitkristalle zur Verdeutlichung markiert.



Abb. 6: Mittlerer Ausschnitt aus Abb.5 (vergrößert). Die Streifen auf den herausgelösten Flächen zeigen den lamellenartigen Aufbau der Leuzitkristalle, bedingt durch deren dendritisches Wachstum

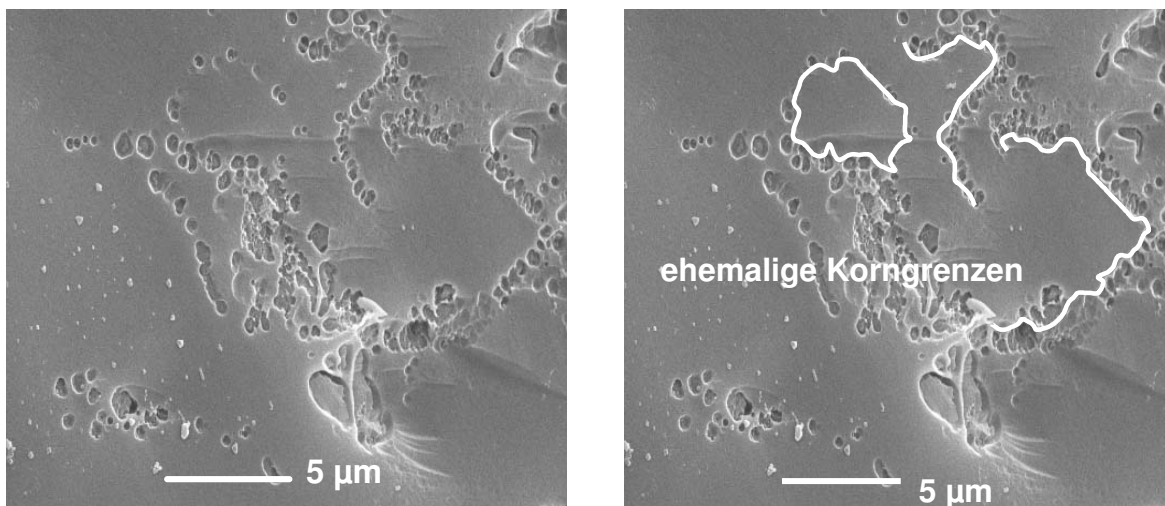


Abb. 7a und 7b: IPS InLine Incisal T11; 5000x Gleicher Bildausschnitt, auf Abbildung 7b sind die Korngrenzen markiert.

3.2 *IPS InLine PoM – Press-on-Metal Keramik*

Der Press-on-Metal Rohling besteht aus einer leuzithaltigen Keramik (Abb. 8), deren optische Eigenschaften durch geringe Anteile einer weiteren Kristallphase optimiert werden.

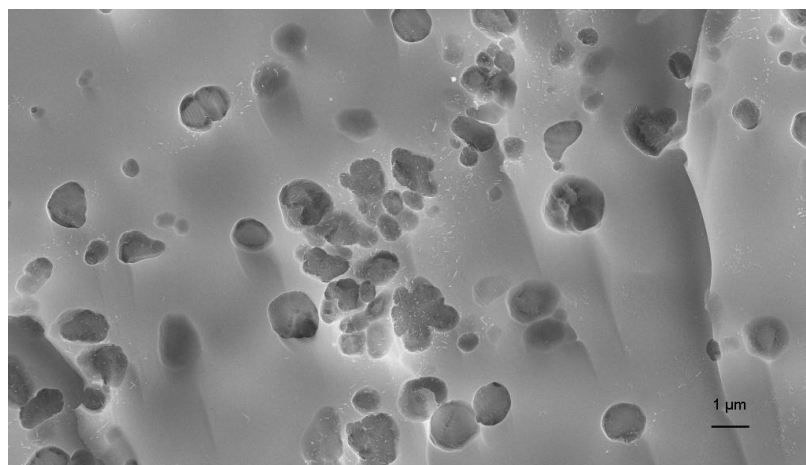


Abb. 8: Gefüge von IPS InLine PoM (geätzt, 10 Sek. mit 3% HF-Säure)

Die Farbgebung des Pressmaterials erfolgt durch keramische Farbpigmente. Das pulverförmige Ausgangsmaterial wird nach der Formgebung unter Vakuum zu monolithischen Pressrohlingen gebrannt. Durch den Verarbeitungsprozess (Pressen) wird ein homogenes und porenfreies Gefüge erhalten. Die Brennstabilität des Rohlings ermöglicht eine Applikation von Touch Up-Massen, Shades, Stains und Glasur ohne Beeinträchtigung der Passgenauigkeit der Restauration.

Bei den Touch Up-Massen handelt es sich um leuzithaltige Keramiken, die entsprechend des Ingot-Farbkonzepts pigmentiert sind. Wärmeausdehnungskoeffizient und Brenntemperatur der Massen sind einer Anwendung sowohl im zervikalen als auch im inzisalen Bereich nach der Pressung und vor den Charakterisierungsbränden angepasst.

3.3 *Shade, Stains und Glasur*

Die neuen Shades, Stains und die Glasur basieren auf sehr fein aufgemahlene Glaspulvern, die bei tiefen Temperaturen gesintert werden. Während die Glasur aus dem reinen, unpigmentierten Glaspulver besteht, sind im Falle der Shade und Stains dem Glaspulver entsprechend aufbereitete Farbpigmente zugesetzt. Die pulverförmigen Massen werden mit organischen Verdickungsmitteln zu einer Paste dispergiert, um die Anwendung für den Zahntechniker zu erleichtern.

3.4 *Metall-Keramik-Verbund*

3.4.1 *Verbundmechanismen*

Voraussetzung für den Haftverbund ist die gute Benetzbarkeit der Legierungsfläche durch den bei hohen Temperaturen zähflüssig vorliegenden Opaquer. Grundsätzlich basiert der metallkeramische Verbund aber auf Adhäsion, also der Haftwirkung zwischen einer festen Grenzfläche (hier: Metalloberfläche) und einer zweiten Phase, in diesem Fall der Keramik. Von der Vielzahl der Adhäsionsmechanismen werden die wichtigsten im Folgenden beschrieben¹:

¹ „Im Focus: Legierungs-/ Keramikverbund, IPS InLine“, Ivoclar Vivadent AG, 2005

– Adhäsion durch mechanischen Verbund

Die Keramik haftet mechanisch auf der Metalloberfläche durch Auffüllung von Vertiefungen bzw. Umschliessungen überhängender Strukturen und Ankerpunkte, die nach der Metallkonditionierung auf der Oberfläche vorhanden sind. Zusätzlich zu dieser mechanischen Haftung steht die Keramik durch den niedrigen Ausdehnungskoeffizienten im

Vergleich zur Legierung unter einer gewissen Druckspannung, die den Verbund erhöht.

– Adhäsion durch chemischen Verbund

Vorgänge wie chemische Reaktionen, Lösungsvorgänge, Redoxprozesse, Diffusion und Ausfällungen führen an der Grenzfläche Metall-Keramik zu einer charakteristischen Übergangszone. Insbesondere bei Vorliegen von nichtedlen Legierungsbestandteilen kommt es in diesem Bereich zu einer Sättigung sowohl des Metalls als auch der Keramik an entsprechenden Metalloxiden. Im Idealfall entsteht so eine Oxidmonoschicht, die sowohl Bestandteil des Metalls als auch der Keramik ist. Die daraus resultierenden Bindungsenergien und elektronischen Strukturen sind dann an jedem Punkt der Grenzfläche identisch. Voraussetzung für dieses Verhalten ist eine Oxidschicht, die sich während des Oxidbrands auf der Oberfläche des Metalls bildet.

Modellhaft kann dieser Bindungsmechanismus folgendermassen dargestellt werden.

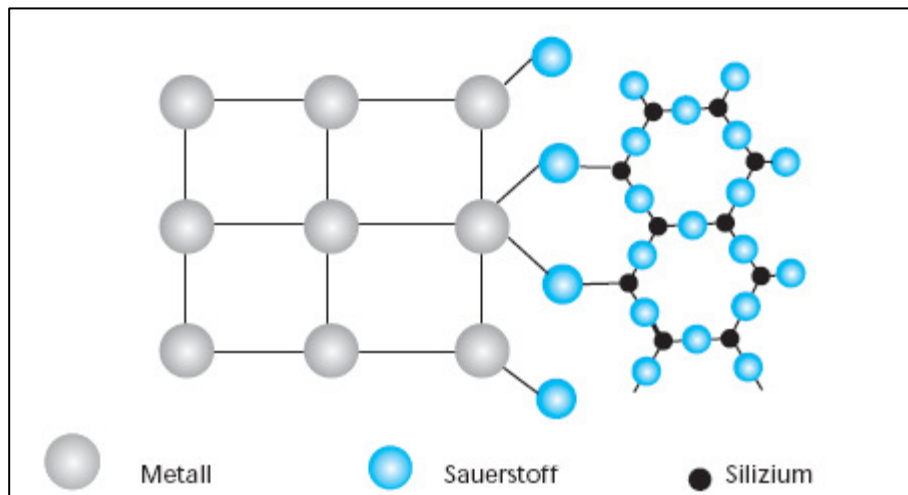


Abb. 9: Grafische Darstellung des chemischen Verbundes²

Der chemische Verbund geht von Sauerstoffatomen aus, die sowohl der Metallschicht als auch der Keramik angehören und beide Materialien verbinden.

– Adhäsion durch zwischenmolekulare Kräfte

Zwischen Legierung und Keramik wirken kurzreichende Kräfte, die zusammenfassend als Van der Waals-Kräfte bezeichnet werden. Ihr Beitrag zum Haftverbund ist geringer als der des mechanischen und des chemischen Verbunds.

3.4.2 Verbund Metall –IPS InLine System

Eine metallkeramische Restauration ist ein Werkstoffverbund, der auf einer dauerhaften Verbindung einer Legierung mit einer Keramik beruht. Die Grenzfläche Metall-Keramik wird dabei vom Opaquer gebildet, der sorgfältig aufgetragen und gebrannt, einen innigen Verbund zwischen den beiden Werkstoffen schafft. Die folgenden Abbildungen (Abb. 10, Abb. 11) zeigen die Übergangsbereiche Legierung-Opaquer-Keramik für eine hochgoldhaltige und eine edelmetallfreie Legierung. Deutlich erkennbar ist die feinkörnige

² Schnettger A., Fachhochschule Osnabrück 2004

Struktur des Opaquers. Die Legierungsoberfläche erscheint bei höherer Vergrößerung rau und von Vertiefungen durchsetzt, die von keramischem Material ausgefüllt werden. Diese Strukturierung spielt eine wichtige Rolle für den metallkeramischen Verbund.

Die Qualität des Metall-Keramik-Verbunds für IPS InLine (Abb. 10), sowie IPS InLine PoM (Abb. 11) ist gut und ausgesprochen homogen.

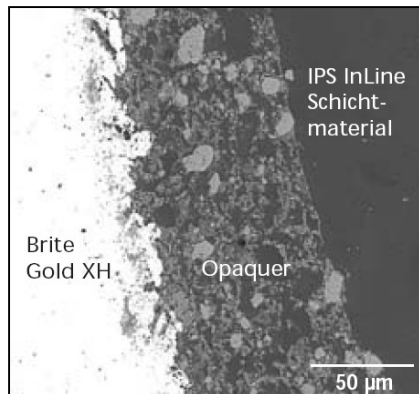


Abb. 10: Verbund Brite Gold XH/ IPS InLine

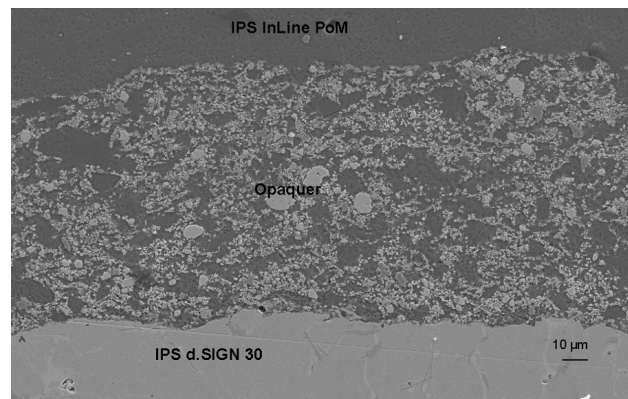


Abb. 11: Verbund IPS d.SIGN30/ IPS InLine PoM

4. Technische Daten

IPS InLine

Dentin, Deep Dentin, Occlusal Dentin, Incisal, Transpa Incisal, Cervical Incisal, Transpa, Gingiva, Intensiv Gingiva, Mamelon, Add-On Margin

Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	59.5 - 65.5
Al ₂ O ₃	13.0 - 18.0
K ₂ O	10.0 - 14.0
Na ₂ O	4.0 - 8.0
Andere Oxide	0.0 - 4.0
Pigmente	0.0 - 2.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biegefestigkeit		80 ± 20 MPa
Chemische Löslichkeit		< 100 µg/cm ²
Wärmeausdehnungskoeffizient (25 - 500 °C)	2 Brände	12.60 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
	4 Brände	13.20 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Glasübergangstemperatur	2 Brände	585 ± 10 °C
	4 Brände	585 ± 10 °C

IPS InLine One

Dentcisal

Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	59.5 - 65.5
Al ₂ O ₃	13.0 - 18.0
K ₂ O	10.0 - 14.0
Na ₂ O	4.0 - 8.0
Andere Oxide	0.0 - 4.0
Pigmente	0.0 - 2.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biegefestigkeit		80 ± 20 MPa
Chemische Löslichkeit		< 100 µg/cm ²
Wärmeausdehnungskoeffizient (25 - 500 °C)	2 Brände	12.60 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
	4 Brände	13.20 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Glasübergangstemperatur	2 Brände	585 ± 10 °C
	4 Brände	585 ± 10 °C

IPS InLine PoM Ingot

PoM BL, PoM 1 - 6

Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	50.0 - 65.0
Al ₂ O ₃	8.0 - 20.0
Na ₂ O	4.0 - 12.0
K ₂ O	7.0 - 13.0
Andere Oxide, Fluorid	0.0 - 6.0
Pigmente	0.0 - 3.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biegefestigkeit		130 ± 20 MPa
Chemische Löslichkeit		< 60 µg/cm ²
Wärmeausdehnungskoeffizient (25-500 °C)	2 Brände	13.0 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
	4 Brände	13.3 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Glasübergangstemperatur	2 Brände	575 ± 10 °C
	4 Brände	575 ± 10 °C

IPS InLine PoM Touch Up

PoM Touch Up BL, PoM Touch Up 1 - 6

Standard - Zusammensetzung:

(in Gew.-%)

SiO ₂	50.0 - 65.0
Al ₂ O ₃	8.0 - 20.0
Na ₂ O	4.0 - 12.0
K ₂ O	7.0 - 13.0
Andere Oxide, Fluorid	0.0 - 6.0
Pigmente	0.0 - 3.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

Biegefestigkeit		80 ± 20 MPa
Chemische Löslichkeit		< 60 µg/cm ²
Wärmeausdehnungskoeffizient (25-500 °C)	2 Brände	12.0 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
	4 Brände	12.6 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Glasübergangstemperatur	2 Brände	540 ± 10 °C
	4 Brände	540 ± 10 °C

IPS InLine System

Opaquer, Intensiv Opaquer,
Opaquer F

<u>Standard - Zusammensetzung:</u>	(in Gew.-%)	Opaquer Intensiv Opaquer	Opaquer F
Al ₂ O ₃		8.0 - 14.0	8.0 - 14.0
SiO ₂		35.0 - 55.0	35.0 - 55.0
K ₂ O		7.5 - 13.0	7.5 - 13.0
Na ₂ O		3.5 - 5.5	3.5 - 5.5
ZrO ₂		14.0 - 39.0	0.0 - 2.0
Andere Oxide		0.0 - 3.0	0.0 - 3.0
Pigmente		4.0 - 20.0	4.0 - 20.0
Glycole		26.0	26.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

	Opaquer Intensiv Opaquer	Opaquer F
Chemische Löslichkeit	< 100	< 100 µg/cm ²
Wärmeausdehnungskoeffizient (25 - 500 °C)		
2 Brände	13.50 ± 0.5	13.60 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
4 Brände	13.70 ± 0.5	13.90 ± 0.5 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Glasübergangstemperatur		
2 Brände	605 ± 10	590 ± 10 °C
4 Brände	605 ± 10	590 ± 10 °C

IPS InLine System

Shade, Stains, Glasur

Standard - Zusammensetzung:

	Shade [Gew.-%]	Stains [Gew.- %]	Glasur [Gew.- %]
SiO ₂	61.0 - 68.0	61.0 - 68.0	61.0 - 68.0
Al ₂ O ₃	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0
Na ₂ O	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0
K ₂ O	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0	5.0 - 8.0
ZnO	2.0 - 4.0	2.0 - 4.0	2.0 - 4.0
Andere Oxide	3.5 - 17.0	3.5 - 17.0	3.5 - 17.0
Pigmente	0.4 - 25.0	0.4 - 25.0	0.0 - 1.0
Glycole	30.0 - 40.0	30.0 - 40.0	30.0 - 40.0

Physikalische Eigenschaften:

In Anlehnung an:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

		Shades	Stains	Glasur	
Chemische Löslichkeit	µg/cm ²	< 100	< 100	< 100	
Wärmeausdehnungskoeffizient (25 - 400 °C)	2 Brände	10 ⁻⁶ K ⁻¹	9.4 ± 0.5	9.4 ± 0.5	9.4 ± 0.5
	4 Brände	10 ⁻⁶ K ⁻¹	9.6 ± 0.5	9.6 ± 0.5	9.6 ± 0.5
Glasübergangstemperatur	°C	475 ± 10	475 ± 10	470 ± 10	

5. Materialtechnische Prüfungen

5.1 Biaxiale Biegefestigkeit (interne Messung)

Die biaxiale Biegefestigkeit der IPS InLine Produkte wurde von Ivoclar Vivadent gemäß der Norm EN ISO 9693 ermittelt.

Material	Biaxiale Biegefestigkeit	Grenzwert EN ISO 9693
IPS InLine Opaquer A3	168 MPa	50 MPa
IPS InLine Dentin A2	92 MPa	50 MPa
IPS InLine Incisal TI2	96 MPa	50 MPa

Tab. 1: Biaxiale Biegefestigkeiten von IPS InLine Produkten (interne Messung, Ivoclar Vivadent AG Schaan, 2004)

- Die biaxiale Biegefestigkeit von IPS InLine liegt weit über dem von der Norm geforderten Mindestwert.

5.2 Werkstoffdaten IPS InLine PoM – Press-on-Metal

Eigenschaft	IPS InLine PoM	Grenzwert ISO 9693
WAK (100-500 °C), gepresst	$13.4 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$	
TG, gepresst	571 °C	
WAK (100-500 °C), simulierte Mehrfachbrände (840 °C/ 840 °C/ 770 °C/ 770 °C/ 770 °C)	$13.7 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$	
TG, simulierte Mehrfachbrände (840 °C/ 840 °C/ 770 °C/ 770 °C/ 770 °C)	578 °C	
Dichte	2.52 g/cm^3	
Chemische Löslichkeit	$50 \mu\text{g/cm}^2$	$< 100 \mu\text{g/cm}^2$
Biaxiale Biegefestigkeit	$130 \pm 20 \text{ MPa}$	$> 50 \text{ MPa}$
Bruchzähigkeit	$0.9 \pm 0.3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$	
Vickershärte HV 0.2	600	
Martenshärte	$2'900 \pm 400 \text{ MPa}$	

Tab. 2: Werkstoffdaten IPS InLine PoM

5.3 Volumenschwindung

Das Sintern von Objekten aus gepressten Keramikpulvern verursacht eine Schwindung des Objekts, da die Pulverkörner miteinander verschmelzen und die Porosität stark abnimmt. Man unterscheidet lineare Schwindung und Volumenschwindung (Abb. 12).

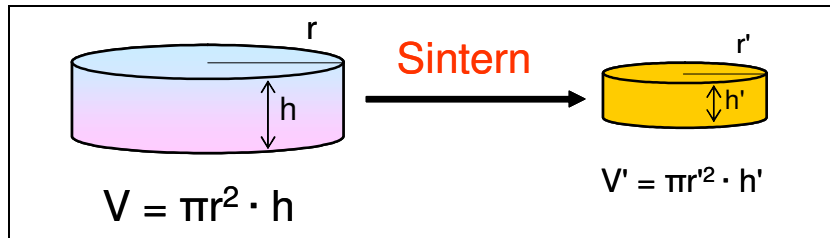


Abb. 12: Volumenschwindung durch Sintern

Die Volumenschwindung ΔV errechnet sich: $\Delta V (\%) = (V - V') / V \times 100$

Je kleiner die Volumenschwindung, umso einfacher, schneller und zuverlässiger kann der Zahntechniker mit dem Material arbeiten. Die Volumenschwindung von IPS InLine, IPS Classic und drei Mitbewerbermaterialien wurde von Ivoclar Vivadent in internen Messungen bestimmt.

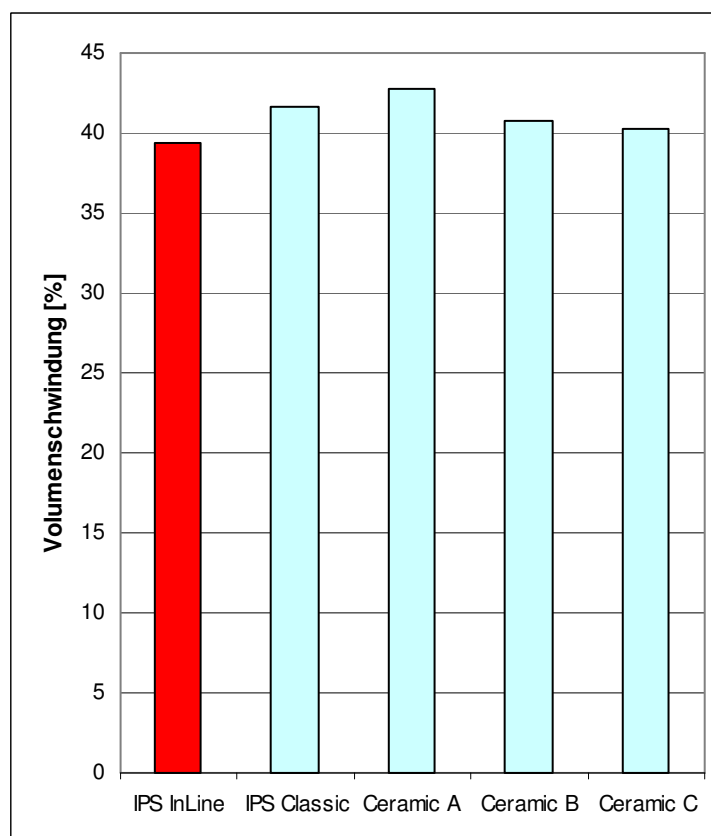


Abb. 13: Volumenschwindung verschiedener Keramiken (interne Messung, Ivoclar Vivadent AG Schaan, 2004)

- IPS InLine hat eine optimierte Schwindung. Sie liegt im Bereich bewährter Schichtkeramiken.

5.4 Thermische Ausdehnung

5.4.1 Der lineare Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)

Die lineare Wärmeausdehnung eines Materials wird mittels eines Dilatometers ermittelt. Dabei wird die Probe kontinuierlich erwärmt/abgekühlt und dabei die Längenänderung aufgezeichnet. Diese Längenänderung kann gleichmässig oder sprunghaft sein. Ein Sprung in der Ausdehnungskurve tritt dann auf, wenn im Material eine Phasenänderung stattfindet. Die Berechnung des linearen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) ist die relative Längenänderung der Probe pro Temperatureinheit (1 Kelvin). Der WAK ist stark abhängig vom Temperaturbereich, in dem er gemessen wird. Daher ist der Temperaturbereich immer anzugeben. Die Auswertung des WAK für Dentalkeramiken findet bis unterhalb der Glasübergangstemperatur T_G statt. Der WAK dient dazu die mögliche Belastung der Keramik in Kombination mit dem Gerüst- bzw Schichtmaterial einzuschätzen. Oberhalb T_G erweicht die Glaskeramik und der Materialstress wird durch Fließen abgebaut.

Die Einheit des WAK ist gemäss ISO 9693 [$10^{-6} \cdot K^{-1}$], oft trifft man aber auch die Schreibweise [$1 \mu m/m \cdot K$] an.

5.4.2 WAK bei der Materialkombination Keramik – Metall

Die Wärmeausdehnung der Keramik entscheidet über deren Kompatibilität mit den verschiedenen Gerüstmetallen. Keramik ist gegen Druckspannungen um ein Vielfaches unempfindlicher als gegen Zugspannungen, daher muss die Keramik in der Restauration Druckspannungen ausgesetzt sein. Dies wird erreicht, indem der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Keramik um ca. eine Einheit ($1 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$) tiefer ist als der WAK der Legierung.

Der WAK der Keramik verändert sich mit der thermischen Behandlung (z.B. mit der Anzahl der Brände), da sich das Gefüge je nach Temperatur verändern kann (Kornwachstum, Ausscheidung von mehr Leuzit).

5.4.3 Einfluss der Wärmebehandlung auf den WAK

IPS InLine deckt einen WAK-Bereich der Legierungen von $13.8-15.0 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$ ($25/500^\circ C$) ab. Der WAK der Keramik kann in einem gewissen Bereich durch thermische Behandlung den Legierungen angepasst werden, durch mehrere Brände, Langzeitabkühlung oder Tempern (Halten bei erhöhter Temperatur). Für ein optimales Ergebnis der Restauration ist es daher wichtig, die Empfehlungen des Herstellers bezüglich Legierungen und Hinweisen auf thermische Behandlung einzuhalten.

Abb. 14 zeigt den Einfluss thermischer Behandlungen auf den WAK.

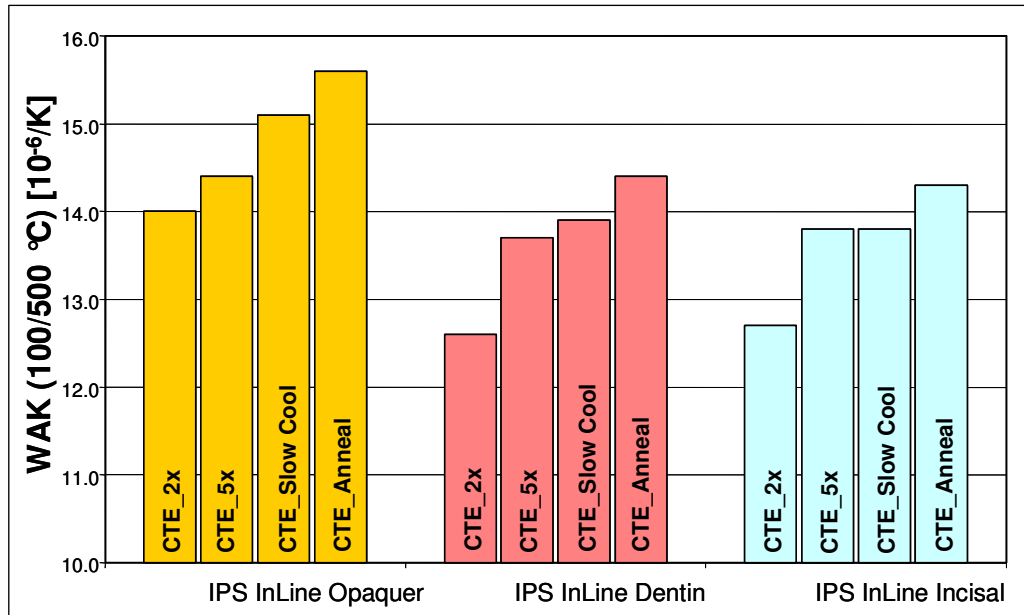


Abb. 14: Veränderung des WAK von IPS InLine durch verschiedene Wärmebehandlungen (INDEX: 2x; 5x: Anzahl Brände; SlowCool: Langzeitabkühlung; Anneal: Tempern) (interne Messung, Ivoclar Vivadent AG Schaan, 2004)

Die Veränderung des WAK durch die Wärmebehandlung ist abhängig vom Keramiktyp und fällt je nach Material unterschiedlich aus. Dies wird anhand der nächsten Grafik (Abb. 15) verdeutlicht.

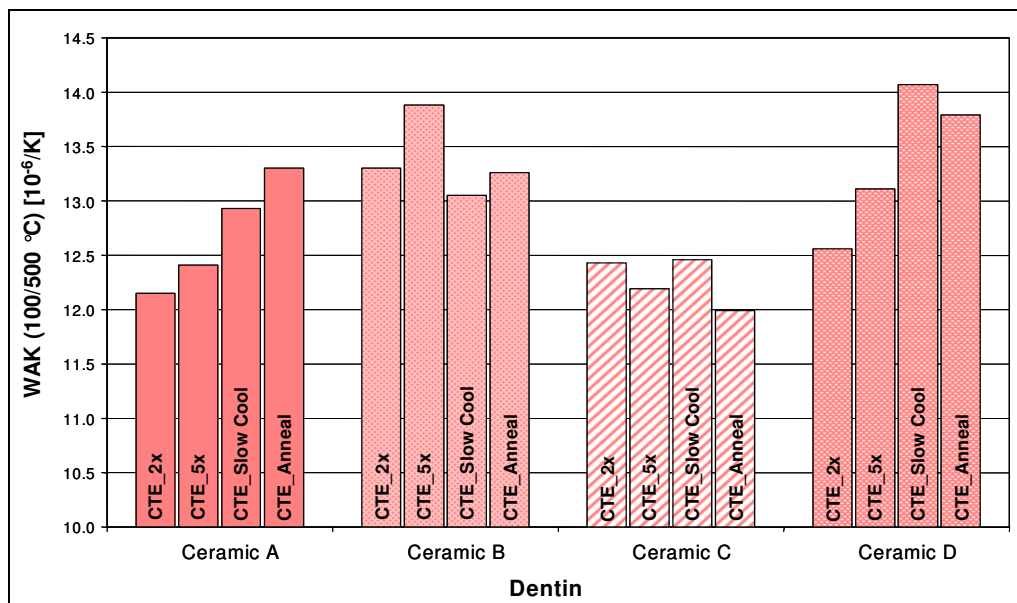


Abb. 15: Veränderung des WAK unterschiedlicher Keramiken (Dentin) durch verschiedene Wärmebehandlungen (INDEX: 2x; 5x: Anzahl Brände; SlowCool: Langzeitabkühlung; Anneal: Tempern); (interne Messung, Ivoclar Vivadent AG Schaan, 2004)

5.5 Physikalische Eigenschaften

Sinmazisik *et al.* untersuchten die Mikrostruktur und die physikalischen Eigenschaften von sechs keramischen Verblendmaterialien [4]. Nachfolgend eine Darstellung der Resultate der Härtemessungen und Biegefestigkeiten gesinterter Probekörper.

5.5.1 Biaxiale Biegefestigkeit

Die biaxiale Biegefestigkeit wurde gemäss ASTM-Standard F394-78 bestimmt. Pro Material wurden mittels einer Universalprüfmaschine 7 Probekörper getestet.

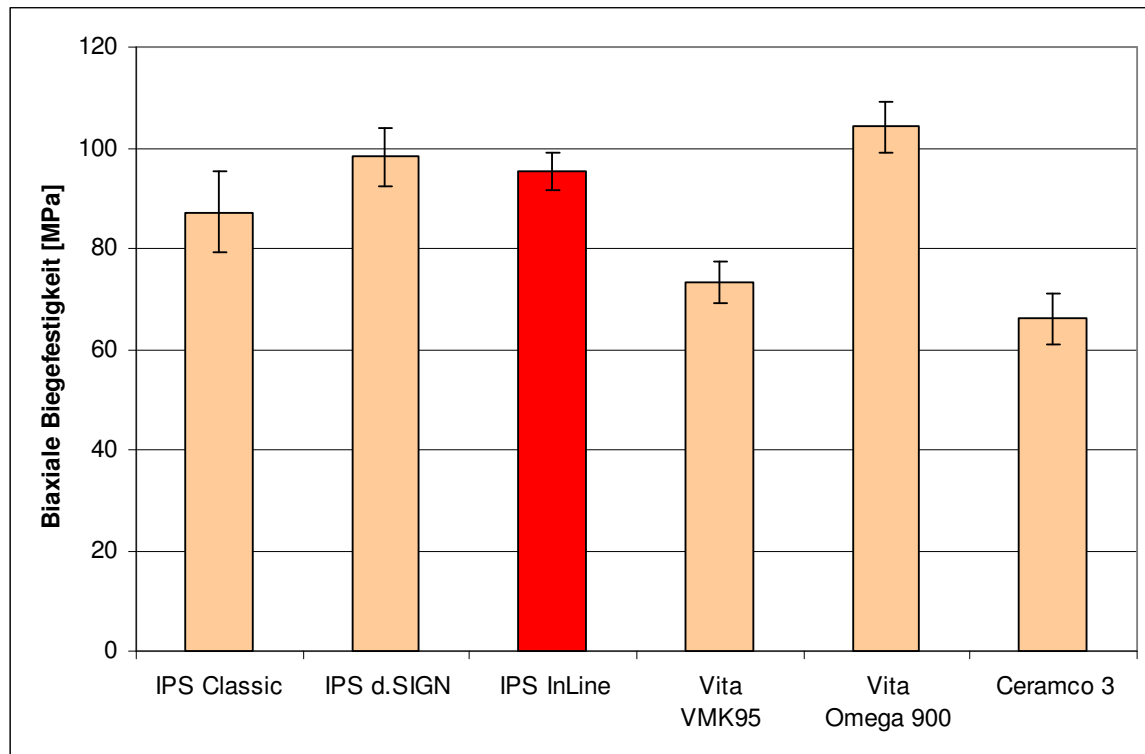


Abb. 16: Biaxiale Biegefestigkeiten von keramischen Verblendmaterialien [4]

- Die biaxiale Biegefestigkeit von IPS InLine liegt, verglichen mit den Werten der anderen Produkte, im oberen Bereich.

5.5.2 Mikrohärt

Die Härte wurde in einem Mikrohärt-Testgerät gemessen. Die Last von 500 g wurde mit der Vickers Diamantspitze während 20 s aufgebracht. Pro Material wurden an je 4 Probenkörpern 10-12 Eindrücke zur Ermittlung der Härte gemacht.

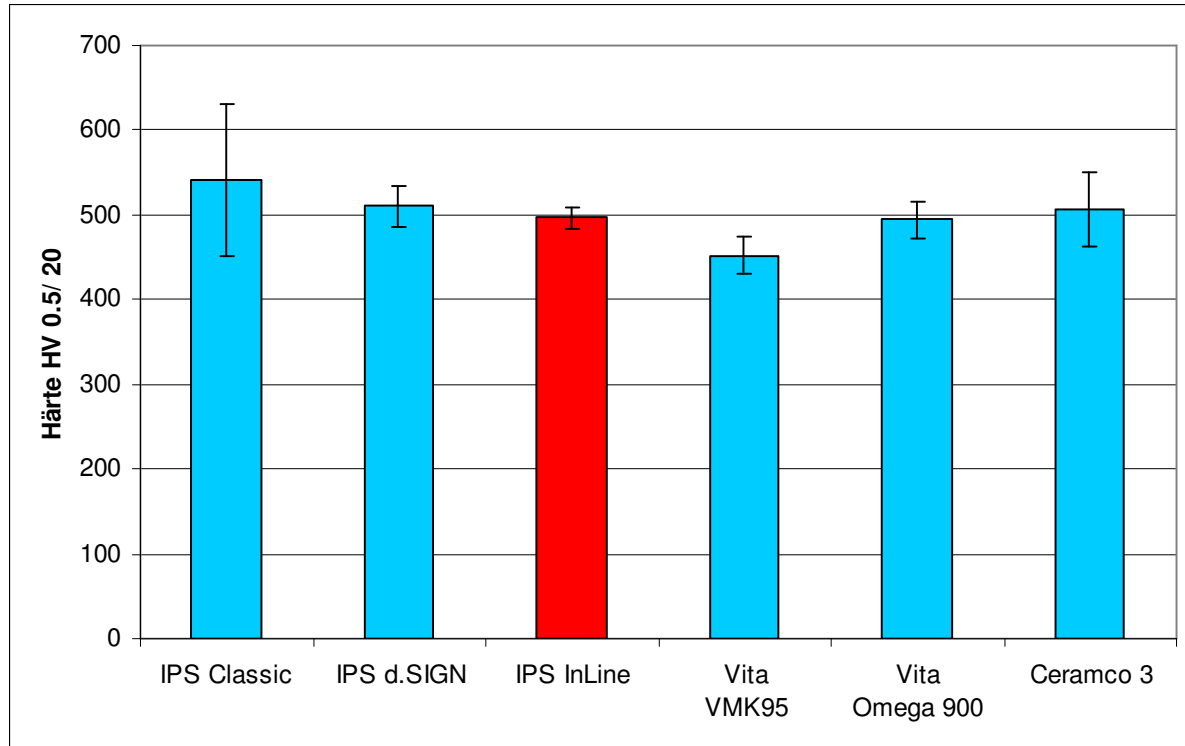


Abb. 17: Härtewerte von keramischen Verblendmaterialien [4]

- Die Streuungen der Härtewerte sind relativ gross. Dies ist einerseits durch die Messmethode bedingt, hängt aber auch von der Homogenität und Feinheit des Gefüges ab. Bei IPS InLine war die Streuung am geringsten.

6. In vitro – Untersuchungen

6.1 Einleitung

Die Resultate von *in vitro* - Untersuchungen können nicht immer direkt auf die klinische Eignung des Materials übertragen werden; sie geben jedoch wichtige Hinweise, wie sich das Produkt unter bestimmten Testbedingungen verhält.

6.2 In vitro – Verschleiss - Tests in der Kaumaschine

Standardisierte Molarenkronen, die adhäsiv auf PMMA-Stümpfe befestigt wurden, werden während 120'000 Zyklen einer Kaulast von 50 N ausgesetzt. Die Belastung ist exzentrisch bei einer Horizontalbewegung von 0.7 mm. Die Kronen werden zusätzlich alle 105 s einem Temperaturwechsel von 5°/55°C ausgesetzt.

Als Antagonisten werden palatinale Schmelzhöcker von menschlichen oberen Molaren verwendet.

6.2.1 IPS InLine: Maximaler vertikaler Verschleiss

Materialverschleiss:

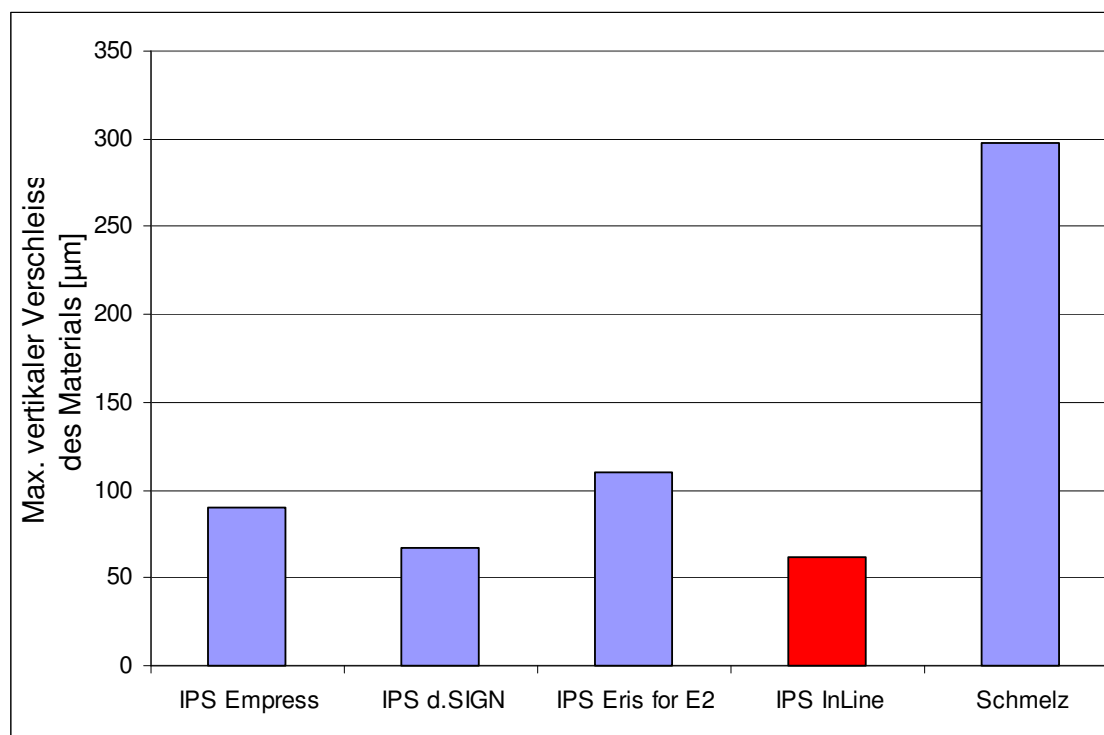


Abb. 18: In vitro - Test in der Kaumaschine: Materialverschleiss (F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2004)

- IPS InLine, sowie weitere bewährte Produkte von Ivoclar Vivadent, haben unter den vorliegenden Testbedingungen einen geringeren Materialverschleiss als menschlicher Schmelz. Die Unterschiede sind durch die Materialzusammensetzung bedingt.

Verschleiss am Antagonisten:

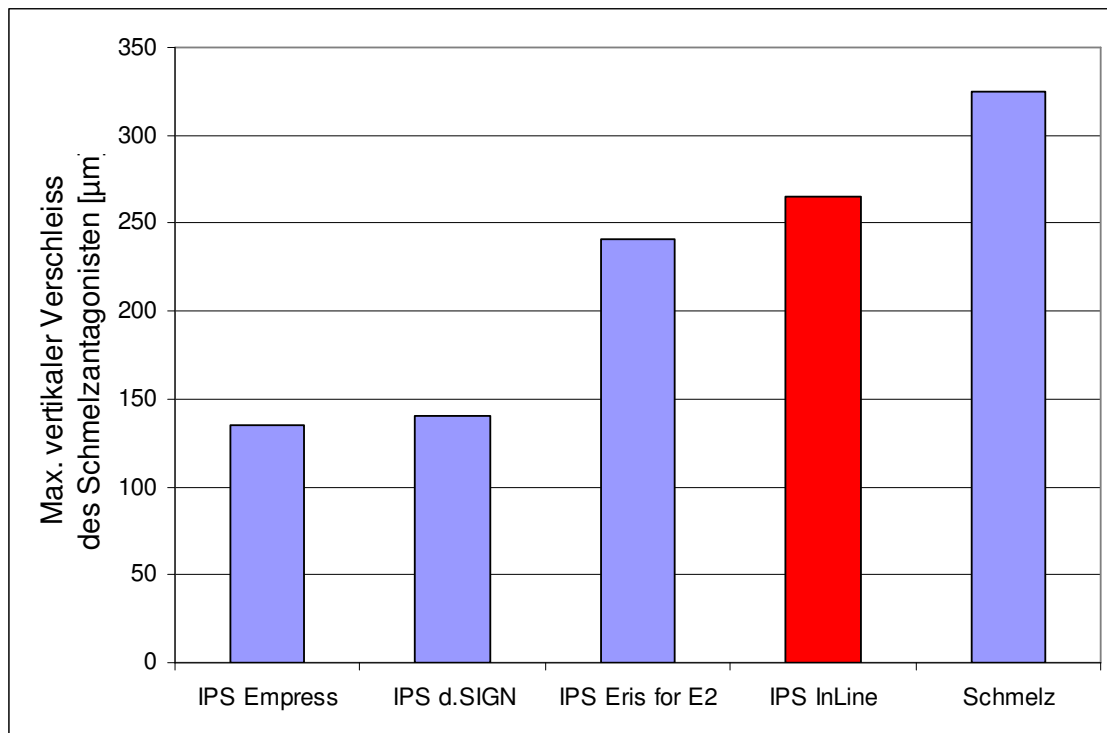


Abb. 19: In vitro - Test in der Kaumaschine: Antagonisten-Verschleiss (F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2004)

- Der maximale Verschleiss der Schmelzantagonisten durch IPS InLine ist vergleichbar mit klinisch erfolgreichen Dentalkeramiken. Zur Abschätzung ist in der Grafik die Antagonistenabrasion von Schmelz unter den gleichen Versuchsbedingungen aufgeführt.

6.2.2 IPS InLine: Mittlerer vertikaler Verschleiss - Vergleich mit Mitbewerbermaterialien

Materialverschleiss:

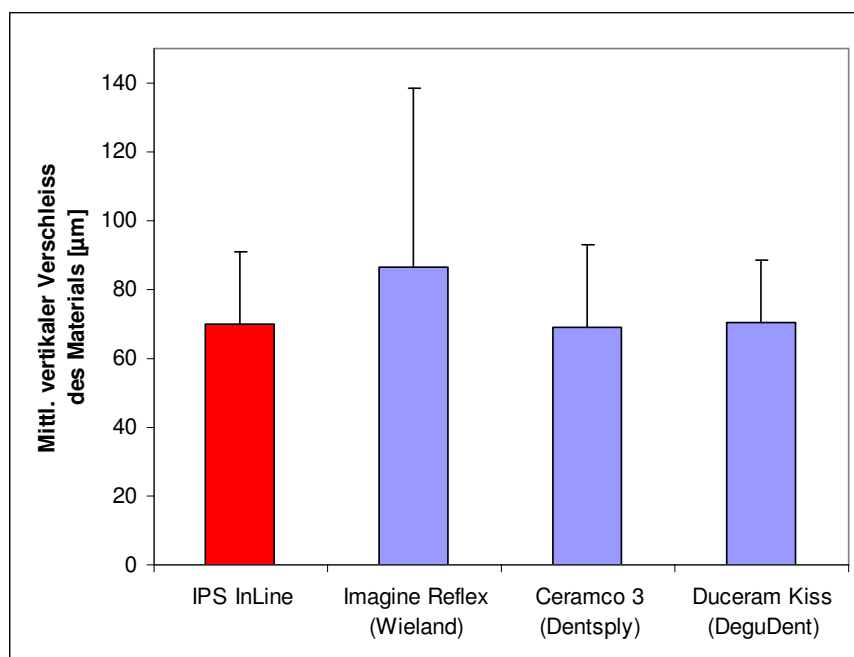


Abb. 20: Vertikaler Verschleiss von Verblendkeramiken (F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2005)

Verschleiss am Antagonisten:

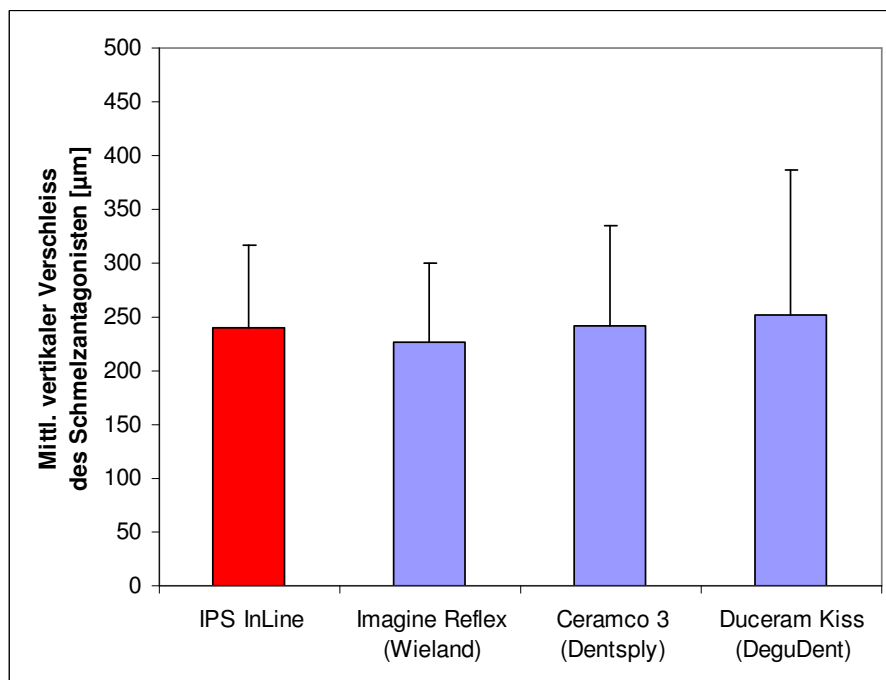


Abb. 21: Vertikaler Verschleiss der Schmelzantagonisten (F&E, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, 2005)

- Der Verschleiss und die Gegenzahnabration von IPS InLine sind vergleichbar mit den Werten von Mitbewerberprodukten.

6.3 Metallkeramikverbund

Der Metallkeramikverbund verschiedener Legierungen mit IPS InLine wurde nach ISO 9693 ermittelt (Rissbeginnprüfung nach Schwickerath). Die Keramik wurde mittels zweier Opakerbrände, zweier Dentinbrände und einem Glanzbrand auf die Legierungsprobekörper aufgebracht.

Aus der zu prüfenden Legierung wird ein Metallplättchen hergestellt und die Keramik aufgebrannt. Die Abmessungen und das Herstellverfahren sind in der Norm beschrieben. Der Probekörper wird in einer Universalprüfmaschine eingespannt und auf Dreipunktbiegung belastet (Abb. 22). Dabei wird die Kraft ermittelt, bei welcher der Ablöse-/Rissbeginn eintritt. Aus der resultierenden Kraft kann die Festigkeit des Metall-Keramik-Verbunds berechnet werden.

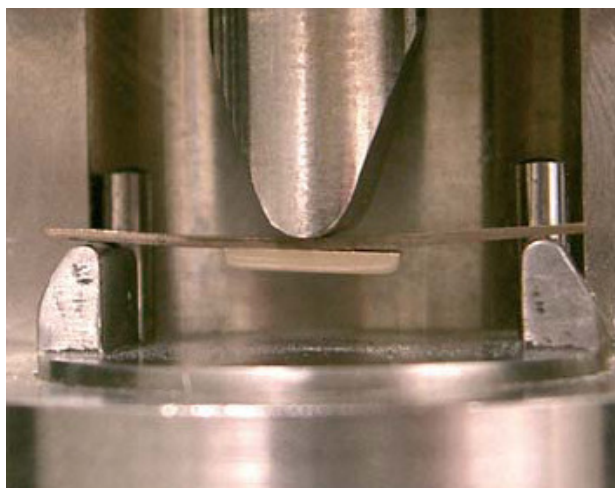


Abb. 22: Versuchsanordnung der Verbundfestigkeitsmessung³

³ Schnettger A., Fachhochschule Osnabrück, 2004

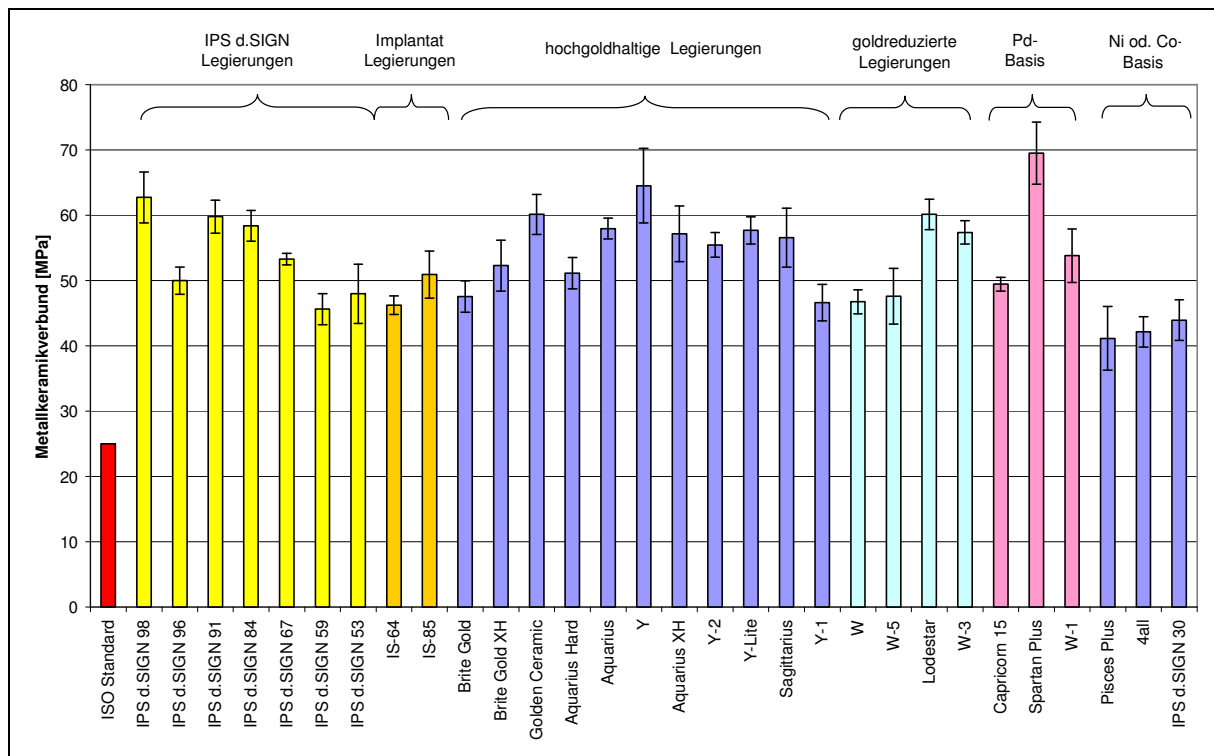


Abb. 23: Mittelwert und Standardabweichung von Metallkeramikverbunden (Anzahl Proben pro Legierung: n=6) mit IPS InLine auf verschiedenen Legierungen [5]

- Der Metallkeramikverbund aller geprüften Legierungen liegt weit über dem nach ISO 9693 geforderten Mindestwert von 25 MPa.

6.4 Legierungsliste IPS InLine System

Folgende Ivoclar Vivadent Legierungen wurden auf die Kompatibilität zu IPS InLine One, IPS InLine und IPS InLine PoM geprüft. Detaillierte Angaben und Einschränkungen zur Verwendung sind der Verarbeitungsanleitung zu entnehmen.

Legierung	IPS InLine One IPS InLine	IPS InLine PoM IPS Investment Ring 100/200 g	IPS InLine PoM IPS Investment Ring 300 g	Farbe	WAK 25–500°C
Hochgoldhaltig					
Brite Gold	✓*	–	–	sehr gelb	14.8
Brite Gold XH	✓*	–	–	sehr gelb	14.4
Golden Ceramic	✓*	–	–	sehr gelb	14.6
Aquarius Hard	✓*	✓ 2)	✓ 2)	sehr gelb	14.5
Aquarius	✓*	–	–	sehr gelb	14.6
IPS d.SIGN 98	✓*	✓ 1)	–	sehr gelb	14.3
Y	✓	–	–	gelb	14.6
Aquarius XH	✓	✓	✓	gelb	14.1
Y-2	✓*	–	–	gelb	15.0
Y-Lite	✓	✓	✓	gelb	13.9
Sagittarius	✓	✓	✓	weiss	14.0
Y-1	✓*	–	–	gelb	14.8
IPS d.SIGN 96	✓	✓	–	gelb	14.3
Gold reduziert					
IPS d.SIGN 91	✓	✓	✓	weiss	14.2
W	✓	–	–	weiss	14.2
W-5	✓	–	–	weiss	14.0
Lodestar	✓	✓	✓	weiss	14.1
W-3	✓	✓	✓	weiss	13.9
Leo	✓	✓	✓	weiss	13.9
W-2	✓	✓	✓	weiss	14.2
Palladiumhaltig					
Capricorn 15	✓	–	–	weiss	14.3
IPS d.SIGN 84	✓	✓ 2)	✓ 2)	weiss	13.8
Capricorn	✓	✓	✓	weiss	14.1
Protocol	✓	✓ 2)	✓ 2)	weiss	13.8
IPS d.SIGN 67	✓	–	–	weiss	13.9
Spartan Plus	✓	✓	–	weiss	14.3
Spartan	✓	✓	–	weiss	14.2
Aries	✓	–	–	weiss	14.7
IPS d.SIGN 59	✓*	–	–	weiss	14.5
IPS d.SIGN 53	✓**	–	–	weiss	14.8
W-1	✓*	–	–	weiss	15.2
Callisto CP+	✓	✓	✓	weiss	14.2
Implantat Legierungen					
Callisto Implant 78	✓	✓	✓	weiss	13.9
IS-64	✓**	–	–	weiss	14.8
Callisto Implant 60	✓*	–	–	weiss	14.5
Edelmetallfrei					
Pisces Plus	✓	✓	✓	weiss	14.1
4all	✓	✓ 2)	✓ 2)	weiss	13.8
IPS d.SIGN 15	✓	✓	✓	weiss	13.9
IPS d.SIGN 30	✓**	✓ 2)	✓ 2)	weiss	14.5
Colado CC	✓**	✓ 2)	✓ 2)	weiss	14.2

Tab. 3: Ivoclar Vivadent Legierungen; geprüft auf Kompatibilität mit dem IPS InLine System (Verwendungshinweise sind der Verarbeitungsanleitung zu entnehmen)

6.5 Metall-Keramikverbund (wiedervergossene Legierungen)

Das Wiedervergießen von Edelmetall bzw. edelmetallreduzierten Legierungen ist im Dentallabor üblich. An der Ohio State University wurde der Einfluss des Wiedervergießens auf den Metall-Keramikverbund untersucht⁴. Beim Wiedervergießen wurde nicht, wie in der Praxis üblich, ein Mindestanteil von 50% neue Legierung zugegeben.

Es wurde der Verbund verschiedener Legierungen, Brite Gold XH (Au-Pt), W-5 (Au-Pd-Ag), IPS d.SIGN 53 (Pd-Ag) in Kombination mit IPS InLine getestet.

Die Legierungen wurden zu Metallplättchen vergossen und nach dem Oxidationsbrand IPS InLine mittig auf das Plättchen aufgebrannt. Die Probenpräparation war auch nach zwei- und dreimaligem Vergießen analog, ohne Zugabe von neuer Legierung. Jede der 9 Testgruppen umfasste 12 Proben. Analog EN ISO 9693 wurden die Bruchlast und die Haftverbundwerte ermittelt.

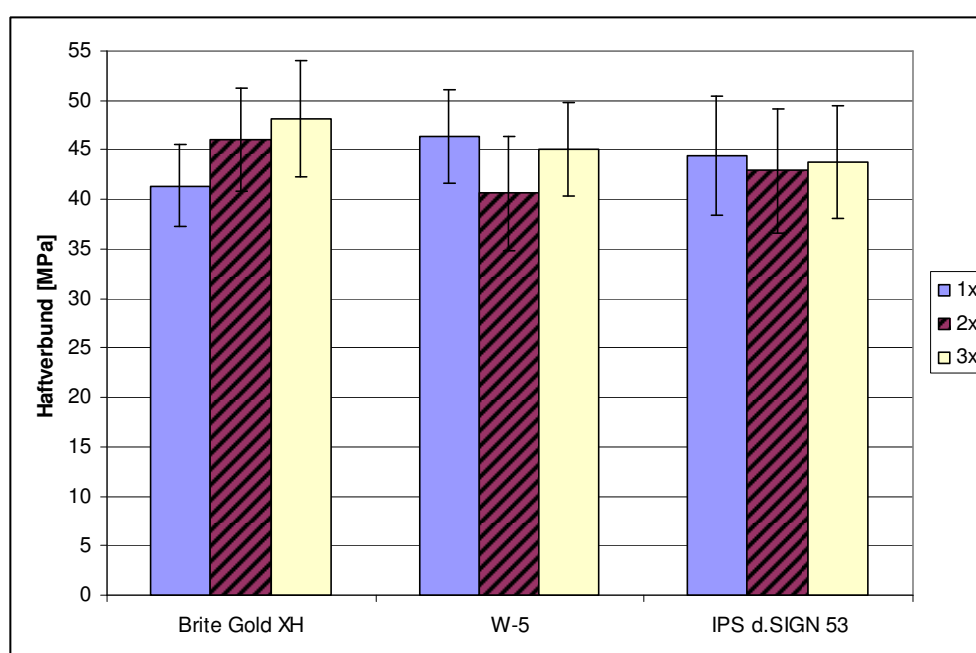


Abb. 24: Haftverbundwerte von IPS InLine auf 1-3x vergossenen Edelmetalllegierungen⁴

- Das wiederholte Vergießen der drei geprüften Edelmetalllegierungen zeigt keinerlei Auswirkungen auf den Metall-Keramikverbund.
- Alle Haftverbundwerte liegen weit über dem in der Norm geforderten Wert von 25 MPa.

⁴ "Special update alloys 2/2006: Die Auswirkungen auf den Metall-Keramikverbund durch Wiedervergießen ohne Zugabe von neuer Legierung", Ivoclar Vivadent 2006

7. Klinische Bewertung des IPS InLine Systems

7.1 Klinische Daten

Leuzithaltige Verblendkeramiken werden seit Jahren klinisch eingesetzt. Ihre erfolgreiche Anwendung ist durch Literaturdaten belegt [6-15]. Die Verwendung von IPS InLine für das Verblenden von Metallgerüsten entspricht somit dem allgemeinen Stand der Technik. Es gilt als anerkannt, dass Materialien aus der Klasse der Verblendkeramiken die geforderten Leistungsmerkmale erbringen, und dass kein erhöhtes bzw. unakzeptables Risiko bei der Verwendung gemäss Verarbeitungsanleitung besteht.

7.2 Klinische Studien mit IPS InLine (Konventionelle Metallkeramik)

7.2.1 Italien

- Studienleiter: Livio Benelli, Prato
Michele Temperani, Firenze
- Ziel: Klinische Untersuchung zur ästhetischen Qualität und Bewährung von metallkeramischen IPS InLine Kronen und Brücken auf unterschiedlichen Metallgerüsten
- Studienaufbau: Herstellung und Eingliederung von 46 Restaurationen (Kronen, Brücken, Inlays, Restaurationen auf Implantaten) auf Metallen mit tiefem, mittlerem und hohem WAK. Anzahl Patienten: 32.
- Resultate ⁵: Bei einer Beobachtungszeit von mehr als zwei Jahren wurden keine Frakturen oder Abplatzungen registriert. Die Studienleiter bemerken ausserdem eine hohe Widerstandsfähigkeit gegenüber okklusaler Belastung und Attrition. Es ließen sich "ausserordentlich ästhetische" Arbeiten realisieren

7.2.2 Deutschland

- Studienleiter: Jürgen Setz, Halle
- Ziel: Klinischer Vergleich von mit Komposit und Keramik verblendeten metallunterstützten Kronen
- Studienaufbau: Je 30 Seitenzahnkronen werden mit IPS InLine bzw. SR Adoro verblendet und mit einem selbstadhäsiven Kompositzement eingesetzt. Als Gerüstmaterialien wurden hochgoldhaltige Legierungen verwendet.
- Resultate: Nach zwei Jahren wurden keine negativen Vorkommnisse verzeichnet.

⁵ "Special update Metal-ceramics 1/2006: Klinische Untersuchung zur ästhetischen Qualität und Bewährung von metallkeramischen IPS InLine Kronen und Brücken auf unterschiedlichen Metallgerüsten", Ivoclar Vivadent 2006

7.3 Klinische Studien mit IPS InLine PoM (Press-on-Metal Keramik)

7.3.1 Deutschland

- Studienleiter: Thomas Klinke, Greifswald
- Ziel: Klinische Bewährung von IPS InLine PoM
- Studienaufbau: Herstellung und Eingliederung von 7 Kronen und 7 Brücken (total: 31 Einheiten). Metallgerüste aus IPS d.SIGN 30 (Co/Cr) und IPS d.SIGN 96 (hochgold).
- Resultate: Bislang hat sich das Presssystem bestens bewährt. Weder Abplatzungen noch Frakturen wurden in einem Beobachtungszeitraum bis zu einem Jahr beobachtet. Die einfache Auspressbarkeit der Keramik wird sehr geschätzt.

7.3.2 USA

- Studienleiter: Lyndon Cooper, Chapel Hill
- Ziel: Prospektive klinische Studie mit IPS InLine PoM zur Überpressung von Kronen
- Studienaufbau: Herstellung und Eingliederung von 40 Kronen.
- Resultate: Nach einem Jahr wurden weder Schwierigkeiten noch klinische Komplikationen gemeldet.

7.3.3 Italien

- Studienleiter: Carlo Monaco, Bologna
- Ziel: Klinische Bewährung von IPS InLine PoM
- Stand: Überpressung von Kronen im Seitenzahnbereich. Je 45 Gerüste aus hochgoldhaltiger Legierung mit IPS InLine PoM bzw. Zirkoniumoxid mit IPS e.max ZirPress überpresst.
- Resultate: In dieser Studie sollen die Überpresstechniken von Gerüsten aus Metalllegierungen und Zirkoniumoxid untersucht werden. Auf Grund des unterschiedlichen thermischen und auch des optischen Verhaltens unterscheiden sich die Rohlinge von IPS InLine PoM für Metallgerüste und IPS ZirPress für Zirkoniumoxidgerüste
- Nach 2 Jahren Beobachtungszeit wurde ein Fall von Chipping in einer IPS InLine POM verblendeten Krone berichtet. Die Krone wurde ersetzt.

7.3.4 Liechtenstein

- Studienleiter: Ronny Watzke, interne Klinik Ivoclar Vivadent AG, Schaan
- Ziel: Klinische Testung von Metall-Keramikrestorationen
- Studienaufbau: Untersuchung von Seitenzahnbrücken
- Resultate: Bei einer kleinen Serie mit 11 Restaurationen (Brücken) mit IPS InLine PoM auf verschiedenen Metallgerüsten wurden bis zu 3-

Jahres-Daten erhoben. Es werden keine Ausfälle berichtet. Bei drei Restaurationen wurden kleinere Abplatzungen beobachtet, die im Mund durch Polieren repariert werden konnten.

8. Biokompatibilität

8.1 Einleitung

Ein Vergleich der technischen Datenblätter von IPS InLine (Kapitel 4) und IPS Classic (Wissenschaftliche Dokumentation IPS Classic) zeigt, dass IPS InLine dieselbe Standardzusammensetzung hat. Beide Materialien sind für dieselbe Anwendung entwickelt worden. Die Biokompatibilität von IPS InLine darf aufgrund von Untersuchungen an IPS Classic als gewährleistet betrachtet werden.

8.2 Biokompatibilität

Keramikmaterialien, welche in der Zahnheilkunde verwendet werden, gelten als ausserordentlich „biokompatibel“ [16-18].

Mit Biokompatibilität wird allgemein eine gute (Gewebe-) Verträglichkeit gemeint [19] 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 [20].

Der gute Ruf der Keramik betreffend der Biokompatibilität [16; 21] 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. Folgende Eigenschaften stehen für die gute Verträglichkeit von Dentalkeramiken.

- Unbedenkliche Inhaltsstoffe (hauptsächlich Oxide von Silizium, Aluminium, Natrium und Kalium) [16; 21; 22]
- Sehr geringe Löslichkeit [22]
- Hohe Stabilität im aggressiven Mundmilieu, auch gegen saure Medien [16; 21]
- Geringe Tendenz zur Plaqueanlagerung [16; 21]
- Keine störenden Interaktionen mit anderen Werkstoffen [16; 21]
- Keine chemische Degradation unter Bildung von Abbauprodukten [16; 21]

Prinzipiell können diese Keramiken als „bioinert“ [19] bezeichnet werden.

IPS InLine One, IPS InLine und IPS InLine PoM sind Leuzitkeramiken für das Verblenden von Metallgerüsten. Dentalkeramiken besitzen anerkannterweise eine gute Biokompatibilität [17]. Es darf angenommen werden, dass allgemeine Untersuchungen zur Biokompatibilität von Dentalkeramiken auch für die IPS InLine Metallkeramiken zutreffen.

8.3 Chemische Löslichkeit

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 [16] gelten Keramiken als die beständigsten Dentalmaterialien. Die Messung der chemischen Löslichkeit wird in der Norm ISO 6872 definiert.

Chemische Löslichkeit nach ISO 6872:

Material	Chemische Löslichkeit [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]	Grenzwert nach ISO 6872 [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]
IPS InLine/ IPS InLine PoM Opaquer A3	17.0	100
IPS InLine Dentin A2	25.1	100
IPS InLine Incisal T12	12.5	100
IPS InLine PoM Rohling	50.0	100

Tab. 4: Chemische Löslichkeit von IPS InLine/ IPS InLine PoM (interne Messung, Ivoclar Vivadent AG Schaan, 2004/ 2007)

- Die chemischen Löslichkeiten von IPS InLine und IPS InLine PoM liegen weit unter dem von der Norm zulässigen Grenzwert.

8.4 In vitro - Zytotoxizität

Mittels XTT-Test wurde die *in vitro* - Zytotoxizität von IPS InLine [23-25] und IPS InLine PoM [26] untersucht.

Unter den gewählten Versuchsbedingungen besitzt keine der getesteten Proben ein zytotoxisches Potential.

8.5 Radioaktivität

Im Zusammenhang mit Dentalkeramik gibt es immer wieder kritische Anmerkungen zu einer möglichen Radioaktivität. Der Ursprung liegt darin, dass in den 70er Jahren in einigen Metallkeramikprodukten sehr geringe Mengen an radioaktiven Fluoreszenzstoffen eingesetzt wurden [27-29]. Dazu gab es auch Berechnungen über eine mögliche Strahlenbelastung durch Dentalkeramik [30]. 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 lassen sich nur schwer eliminieren [27]. 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 Classic und IPS InLine PoM wurden mittels γ -Spektrometrie folgende Radioaktivitäten gemessen.

	²³⁸ U [Bq/g]	²³² Th [Bq/g]
IPS Classic Dentin	< 0.010	<0.008
IPS Classic V - Opaquer	0.102	0.028
IPS Stains-P	0.140	0.048
IPS InLine PoM 3	< 0.03	< 0.03
IPS InLine PoM Touch Up 3	< 0.03	< 0.03
Grenzwert ISO 6872 :1995/Amd.1:1997	1.000	

Tab. 5: Radioaktivität von Dentalkeramiken (Forschungszentrum Jülich 1997/ 2002/ 2007)

- Die Radioaktivität der getesteten Keramiken 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)

8.6 Sensibilisierung, Irritation

Cavazos [31] und Allison *et al.* [32] zeigten, dass Dentalkeramik – im Gegensatz zu anderen Dentalmaterialien – im Kontakt mit der Mundschleimhaut keine oder minimale negative Reaktion auslöst. Mitchell [33] sowie Podshadley und Harrison [34] zeigten mit Implantat-Versuchen, dass glasierte Keramik nur zu einer sehr geringen entzündlichen Reaktion führt [33; 34] und weit weniger reizend wirkte als andere akzeptierte Dentalmaterialien wie Gold und Kunststoff [34].

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 InLine/ IPS InLine PoM im Normalfall vermieden werden.

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

8.7 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 [16; 35].

8.8 Schlussfolgerung

Diese Zusammenstellung zeigt, dass von Dentalkeramiken insgesamt ein sehr geringes Risiko ausgeht und eine gute Biokompatibilität gegeben ist. Von diesem Standpunkt aus sind die Keramiken im Bereich der restaurativen Zahnheilkunde als Materialien der Wahl zu bezeichnen.

Aufgrund der vorhandenen Daten, dem heutigen Wissensstand, sowie der vorhandenen klinischen Erfahrung, kann bei sachgerechtem Umgang mit den IPS InLine System-Metallkeramiken sowohl ein akutes wie auch ein chronisches Gesundheitsrisiko für alle mit

dem Produkt in Berührung kommenden Personen praktisch ausgeschlossen werden. Bei Anwendung gemäss Herstellervorschriften besteht weder für Patienten, Zahntechniker noch Zahnärzte eine Gefährdung der Gesundheit.

9. Quellen

1. Claus H. Die Bedeutung des Leuzits für die Dentalkeramik. ZWR 1981;90:44-46.
2. Hinz W. Silicat Lexikon. Akademie Verlag Berlin; 1985.
3. Claus. Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dental Labor 1980;28:1743-1750.
4. Sinmazisik G, Ovecoglu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. Dent Mater 2006;22:735-745.
5. Schnettger A, Zylla I, F.Kappert H. Prüfung der Verbundfestigkeit metall-keramischer Systeme. Quintessenz Zahntechnik 2006;32:732-738.
6. Bischoff H. Opakdentin - Der Einsatz sichert den Erfolg. Quintessenz Zahntech 1992;18:1339-1347.
7. Bischoff H. Ein neues Material erleichtert die Auswahl. Dental Magazin 1995;3:88-89.
8. Kataoaka S. Das naturkonforme Cut-back - Basis jeder harmonischen Farbwirkung. Dent Labor 1995;43:201-210.
9. Schimbera T. Systematik bei der Herstellung einer individuellen Frontzahnbrücke. Dent Labor 1995;43:1821-1827.
10. Kühn T. Individualität und System - Ein Widerspruch in sich ? Dental Spectrum 1996;2:157-165.
11. Kühn T. Eine effiziente Schichttechnik bei einem gealterten Zahn: Individualität und System - ein Widerspruch in sich? Dental Spectrum 1996;1:271-275.
12. Brix O. Das Einmaleins der Metallkeramik. Das dental-labor 1998;9:1367-1374.
13. Brix O. Keramische Veneers mit Classic-V. Zahntech Mag 1998;10:590-596.
14. Brix O. Orale Harmonie durch Teamwork - Der sichere Weg zum natürlichen Ergebnis. Quintessenz Zahntech 1998;24:583-593.
15. Hadasch M. Aesthetische Restaurationen trotz ungünstiger funktioneller Verhältnisse. Dental Spectrum 1998;3:221-224.
16. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82-89.
17. McLean J. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 1978.
18. Roulet J, Herder S. Seitenzahnversorgung mit adhäsiv befestigten Keramikinlays Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. 1989.
19. Ludwig K. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin 2005.
20. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. The Journal of Prosthetic Dentistry 2001;86:203-209.
21. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. W. B. Saunders Company Philadelphia; 2003.
22. Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1993;48:625-628.
23. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: evaluation of materials for medical devices (direct cell contact test). RCC-CCR Report No. 878304. 2005.
24. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: evaluation of materials for medical devices (direct cell contact test). RCC-CCR Report No. 878305. 2005.

25. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: evaluation of materials for medical devices (direct cell contact test). RCC-CCR Report No. 878306. 2005.
26. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120102. 2007.
27. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:688-690.
28. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. British Dental Journal 1974;136:101-106.
29. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1976;31:860.
30. 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.
31. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. The Journal of Prosthetic Dentistry 1968;20:143-153.
32. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
33. Mitchell DF. The irritational qualities of dental materials. J Am Dent Assoc 1959;59:954-966.
34. Podshadley AG, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic material. J Prosthet Dent 1966;16:110-118.
35. 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: Dr. Thomas Völkel
Ausgabe: Oktober 2010
