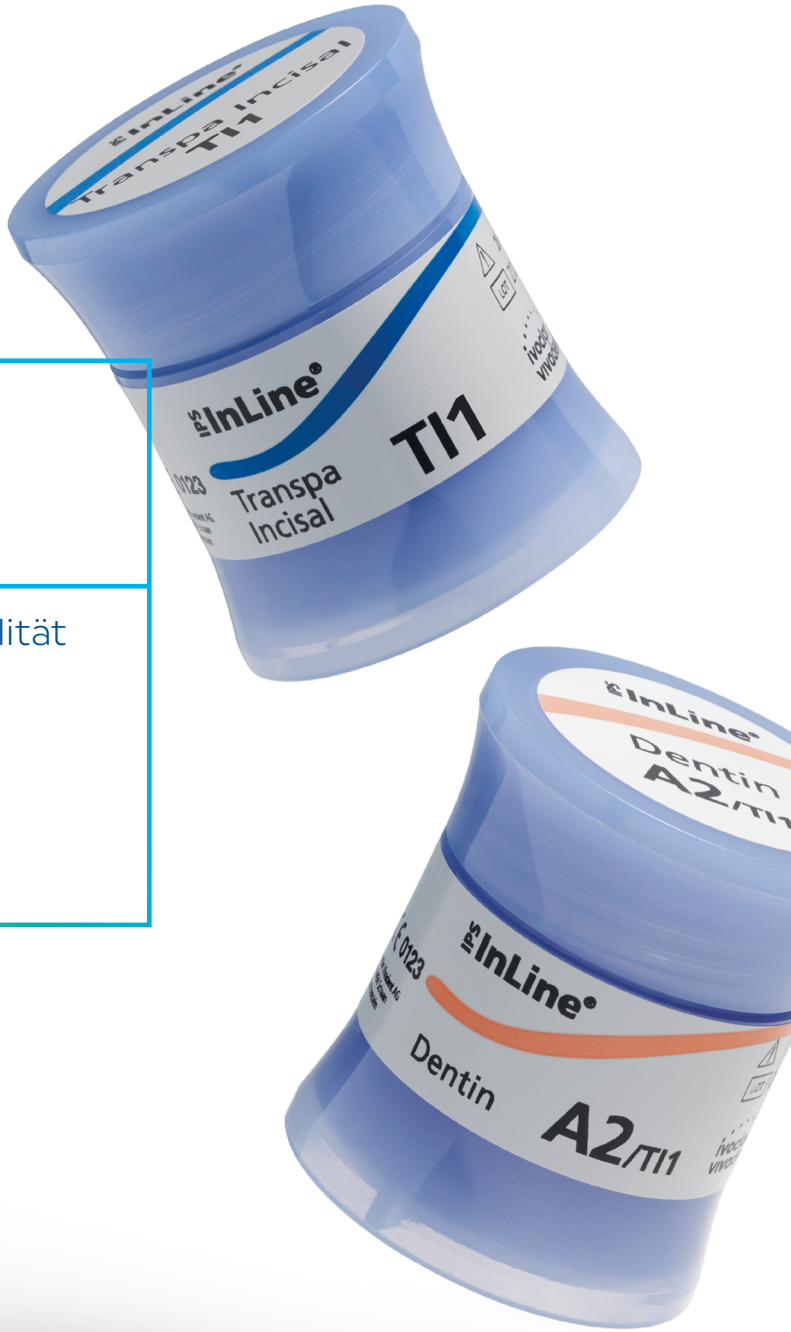
ivoclar

Wissenschaftliche Dokumentation

IPS InLine®

Die Metallkeramik für mehr Flexibilität im Labor.



Making People Smile

Inhaltsverzeichnis

1 Indirekte Restaurationen 3
1.1 Metallkeramiken 3
2 Feldspatkeramiken: Werkstoffkundliche Grundlagen 7
2.1 Konventionelle Feldspatkeramiken vs. Steingut 7
2.2 Komponenten von Feldspatkeramik 8
2.3 Herstellung von Feldspatkeramiken 9
2.4 Produktentwicklung von Ivoclar im Bereich Metallkeramik 9
3 IPS InLine 10
3.1 Systemkonzept 11
3.2 Workflow: IPS InLine und IPS InLine One 12
3.3 Materialbeschreibung 14
3.4 IPS InLine-Mikrostruktur 14
3.5 Metall-Keramik-Verbund mit dem IPS InLine-System 16
4 Technische Daten 17
4.1 Chemische Zusammensetzung der IPS InLine-Produkte 17
4.2 Eigenschaften und Leistungsattribute der IPS InLine-Produkte 19
5 Werkstoffkundliche und In-Vitro-Untersuchungen 21
5.1 Biaxiale Biegefestigkeit 21
5.2 Mikrohärte 23
5.3 Volumenschrumpfung 24
5.4 Thermische Ausdehnung 25
5.5 Verschleiss von IPS InLine 26
5.6 Metall-Keramik-Verbund 27
6 Klinische Untersuchungen 31
6.1 Systematische Reviews und Überlebensraten 31
6.2 Klinische Leistungsfähigkeit von IPS InLine 31
6.3 Klinischer Fall mit IPS InLine 34
7 Biokompatibilität 35
8 Schlussfolgerung 37
9 Literatur 38

1 Indirekte Restaurationen

Indirekte Restaurationen sind Versorgungen für den Ersatz fehlender Zahnhartsubstanz, die ausserhalb des Mundes hergestellt werden. Typische Vertreter sind Kronen, Brücken, Inlays, Onlays und Veneers. Es sind zahlreiche indirekte Restaurationsmaterialien erhältlich, welche sich hinsichtlich ihrer Zusammensetzung, mechanischen Eigenschaften, Verarbeitungsmethoden, Ästhetik und Preis voneinander unterscheiden. Für die Entscheidung, welches Material für welchen klinischen Fall am besten geeignet ist, müssen alle Eigenschaften in Betracht gezogen werden. Die heute verwendeten Werkstoffe reichen von hochedlen Goldlegierungen, die in der Zahnheilkunde zu den am längsten verwendeten Materialien zählen, über Nicht-Edelmetall (NEM)-Legierungen bis hin zu geschichteten Metall-Keramik-Kombinationen, Composite, Zirkonoxid und unterschiedlichen Vollkeramiken.

Die grössten Fortschritte wurden im Bereich der hochwertigen, ästhetischen Vollkeramiken für die digitale Verarbeitung erzielt. Jedoch stehen die traditionellen "analogen" Metallkeramik-Versorgungen noch immer hoch im Kurs und die individuelle Ästhetik dieser Restaurationen hat in den letzten Jahren eine enorme Steigerung erfahren.

1.1 Metallkeramiken

Metallkeramische Restaurationen, oft auch als VMK-Versorgungen (VMK = Vollmetallkeramik) bezeichnet, bestehen aus unterschiedlichen, metallbasierten Gerüstmaterialien, welche dann mit einem Keramikmaterial verblendet werden. Ein hochpigmentierter Opaker wird zwischen Metall und Keramik aufgetragen, um die dunkle Farbe des Metalls zu kaschieren. Metallkeramiken vereinen die Stabilität und Langlebigkeit eines Legierungsgerüstes im Inneren mit der Ästhetik und dem natürlichen Erscheinungsbild einer keramischen Verblendung an der Oberfläche.

Verschiedene Studien berichten über sehr niedrige (2-5 %) Ausfallraten von konventionellen Metallkeramik-Versorgungen [1,2], und die Langlebigkeit von Standard-Metallkeramikkronen und -brücken ist mit jener von Vollgussrestaurationen vergleichbar. [3] Metallkeramik ist oft auch das Material der Wahl bei der Herstellung von weitspannigen Brücken.

1.1.1 Geschichte der Metallkeramik

Da Vollkeramiken gegenwärtig als Stand der Technik gelten, möchte man annehmen, dass die Metallkeramiken bereits vor diesen auf den Markt kamen. Das ist jedoch nicht der Fall. Mantel- oder Jacket-Kronen aus Keramik (Vollkeramik), welche den Zahn wie ein «Mantel» umschlossen, wurden von Charles H. Land schon zu Beginn des letzten Jahrhunderts eingeführt. Mit ihnen liessen sich wesentlich ästhetischere Restaurationsergebnisse erzielen als mit früheren Restaurationsmethoden. Bis in die 1950er Jahre wurden sie kontinuierlich weiterentwickelt und auch in der Praxis eingesetzt, obwohl sie eine gewisse Langlebigkeit vermissen liessen und zu Rissen und Sprüngen neigten. In den späten 1950er Jahre wurden dann mit der erfolgreichen Verblendung einer Metall-Substruktur der Durchbruch erzielt. [4]

Im Vergleich zu frühen Restaurationen brachten mit der Lost-Wax-Technik hergestellte Käppchen eine Verbesserung in der Passung im Vergleich zu traditionell hergestellten Jacket-Kronen, und die Neigung zur Rissbildung wurde durch eine Verbesserung des Verbundes zwischen Metall und Keramik reduziert. Bis dahin hatten Dentalkeramiken einen sehr viel niedrigeren Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) als Goldlegierungen. Diese thermische Diskrepanz führte während der Herstellung bzw. in der Abkühlungsphase zu Rissen in der Keramik, und die Erzielung eines guten Verbundes zwischen den Materialien war schwierig. Man fand jedoch heraus, dass mit der Zugabe von Platin und Palladium der WAK von Goldlegierungen gesenkt und damit jenem der Keramik besser angepasst werden konnte.[4] Die ersten Metallkeramik-Materialien mit ausgewogener Wärmeausdehnung wurden 1962 von M. Weinstein, Katz und A. Weinstein [5] sowie Weinstein und Weinstein patentiert und eingeführt. [6, 7]

Die Weinstein-Patente basierten auf einer Goldlegierung und einer Feldspatkeramik, wobei die Keramik in der Lage war, einen angemessenen Verbund mit dem Metalloxid einzugehen und während der Abkühlung nur geringe Zugspannungen in der Keramik entstanden. [3] Das ursprüngliche ästhetische Erscheinungsbild der Metallkeramik war trotz der das Metall abdeckenden Keramikschicht nicht ideal, und unschöne zervikale Metallränder waren die Regel. In den letzten Jahrzehnten konnte die Ästhetik jedoch beträchtliche verbessert werden.

1.1.2 Anforderungen an Metallkeramik-Versorgungen

Heute müssen Metallkeramik-Versorgungen ästhetische Erwartungen erfüllen und natürliche Zähne naturgetreu nachahmen können. Die Legierung muss eine hohe Schmelztemperatur aufweisen - wesentlich höher als die Brenntemperatur der Verblendkeramik. Der Keramik-Schlicker muss das Metallgerüst vollständig benetzen, um zu verhindern, dass sich entlang des Interface Hohlräume bilden und ein guter Verbund erzielt wird. Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Keramik muss mit den für das Gerüst verwendeten Standardlegierungen kompatibel sein, d.h. die Prämisse der Weinstein-Patente, dass der WAK der Legierung ähnlich oder leicht höher als jener der Verblendkeramik sein muss, gilt noch immer. [4, 8] Damit wird sichergestellt, dass sich in der Verblendkeramik keine Zugspannungen bilden, die zu Rissbildung führen würden. Ist der WAK des Metalls leicht höher als jener der Keramik, kommt es in der Abkühlphase zu einer Verdichtung der Verblendkeramik und damit zu einer Erhöhung der Stabilität. Die Keramik muss bei relativ niedrigen Temperaturen schmelzen, damit sich das Gerüst während des Sintervorgangs nicht verformt. Die Versorgungen müssen ausserdem eine lange Lebensdauer und geringe Verfärbungsneigung aufweisen, sowie eine geringe Abrasion am Antagonisten zeigen.

1.1.3 Dentallegierungen für Metallkeramiken

Für Metallkeramikrestaurationen werden verschiedene Metalllegierungen verwendet. Jede Legierung hat ihre Vor- und Nachteile. Vor allem muss der WAK-Wert der Legierung mit jenem der Verblendkeramik kompatibel sein. Gold-Platin-Palladium (Au-Pt-Pd)-Legierungen waren die ersten Legierungen, die zum Aufschmelzen von Keramik verwendet wurden. Andere Kombinationen aus Gold, Palladium und Silber, denen auch manchmal Gallium oder Kupfer beigefügt werden, runden die Auswahl an Hochedelmetall- und Edelmetall-Legierungen für Metallkeramik-Versorgungen ab. [9, 4, 10] Der niedrige WAK von Palladium im Vergleich zu anderen Edelmetallen macht dieses Metall kompatibel mit einer Vielzahl von Keramiken. Palladium ist daher ein häufig verwendetes Element in Edelmetalllegierungen für Metallkeramik-Systeme. [4] Die Verwendung von Edelmetall-Legierungen hat sich mit dem Aufkommen von wirtschaftlicheren, edelmetallfreien Legierungen (NEM-Legierungen), wie z.B. Kobalt-Chrom (CoCr)- oder Nickel-Chrom (NiCr)-Legierungen, stark verringert. Diese werden heute häufig für Metallkeramik-Restaurationen verwendet. Sie werden entweder konventionell gegossen oder als fräsbare Scheiben mit CAD/CAM-Systemen verarbeitet. Obwohl Titan als äusserst biokompatibles Material für Dentalrestaurationen bekannt ist, waren die Ergebnisse bei seiner Verwendung in Metallkeramik-Legierungen eher durchzogen. Es zeigten sich Probleme beim Guss und es gab Anzeichen für niedrige Verbundfestigkeitswerte [9, 4] sowie unzureichend aufeinander abgestimmte WAK-Werte.

1.1.4 Metall-Keramik-Verbund

Eine der wichtigsten Voraussetzungen für eine erfolgreiche Metallkeramik-Versorgung ist die Erzielung eines dauerhaften Verbundes zwischen Keramik und Legierung (sowie deren thermische Kompatibilität). Der Oxidationsgrad der Legierung bestimmt grösstenteils ihre Fähigkeit, mit der Keramik einen dauerhaften Verbund einzugehen: Legierungen, die während der Entgasung eine feste Oxidschicht ausbilden, können auch einen zuverlässigen Verbund mit der Keramik eingehen. Im Gegensatz dazu können Legierungen mit einer schwachen Oxidschicht einen nur mangelhaften Verbund mit der Keramik eingehen. Eine gute Benetzbarkeit der Legierungsoberfläche durch den bei hohen Temperaturen zähflüssigen Opaker ist für einen optimalen Verbund ebenfalls notwendig.

Der Metall-Keramik-Verbund beruht jedoch grösstenteils auf Adhäsion, d.h. auf dem Verbund zwischen einer festen Oberfläche (Metalloberfläche) und einer zweiten Phase (der Keramik). Die wichtigsten dieser Adhäsionsmechanismen werden im Folgenden beschrieben:

Adhäsion durch mechanische Retention: Durch das Auffüllen von Vertiefungen bzw. das Umschliessen von überhängenden Strukturen und Ankerpunkten, die sich während der Metallkonditionierung auf der Oberfläche bilden, verzahnt sich die Keramik mechanisch mit der Metalloberfläche. Zusätzlich zu dieser mechanischen Retention steht die Keramik unter einer gewissen Druckspannung, da ihr Wärmeausdehnungskoeffizient niedriger ist als jener der Legierung.

Adhäsion durch chemischen Verbund: Vorgänge wie chemische Reaktionen, Auflösung, Redoxprozesse, Diffusion und Ausfällungen führen an der Grenzfläche zwischen Metall und Keramik zu einer charakteristischen Übergangszone. Insbesondere aufgrund von nichtedlen Legierungsbestandteilen kommt es in diesem Bereich zu einer Sättigung sowohl des Metalls als auch der Keramik mit entsprechenden Metalloxiden. Im Idealfall entsteht 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 diesen Vorgang ist eine Oxidschicht, die sich während des Oxidbrands auf der Oberfläche des Metalls bildet.

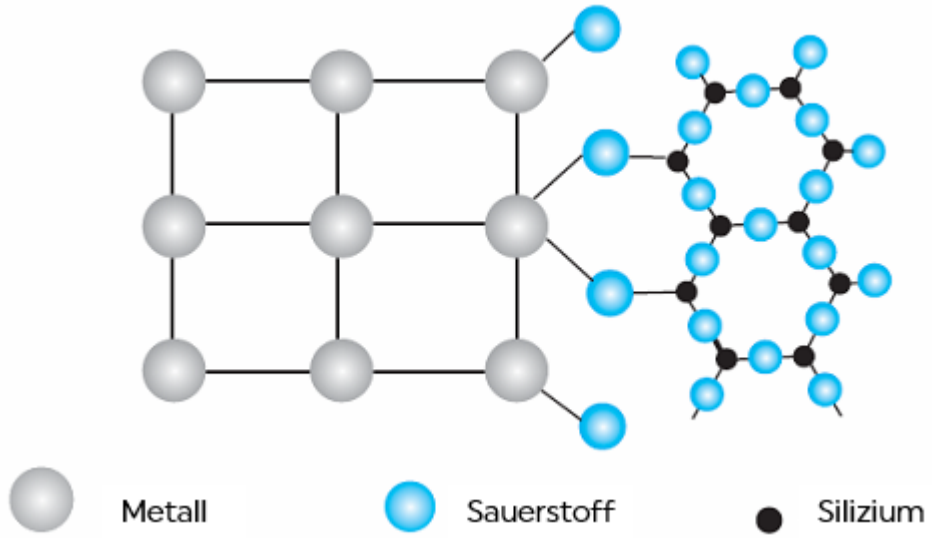


Abb. 1: Modell des chemischen Verbundmechanismus durch Bildung einer Oxidschicht. Adaptiert nach Schnettger A., Diplomarbeit, 2005 [29]

Der chemische Verbund entsteht durch Sauerstoffatome, die sich sowohl in der Metallschicht als auch der Keramik befinden und die beiden Materialien miteinander verbinden.

Adhäsion durch intermolekulare Kräfte: Sie trägt weniger zum Gesamtverbund bei als der mechanische und chemische Verbund. Trotzdem sind auch kurzstreckige Van-der-Waals-Kräfte (distanz-abhängige Anziehungskräfte zwischen Atomen, Molekülen und Oberflächen) zwischen Legierung und Keramik wirksam.

2 Feldspatkeramiken: Werkstoffkundliche Grundlagen

2.1 Konventionelle Feldspatkeramiken vs. Steingut

Konventionelle Dentalkeramiken sind ternären Materialsysteme, das aus drei Stoffen besteht: Kaolin (Tonerde), Feldspat und Quarz, d.h. die Komponenten, die für die Herstellung von Porzellan erforderlich sind. Ternäre Diagramme beschreiben das Gemisch aus diesen drei Komponenten, die jeweils in Prozenten angegeben werden und deren Gesamtsumme 100 % betragen muss. Jeder Eckpunkt des entsprechenden Materials entspricht 100 %, die gegenüberliegende Seite 0 % des Materials (siehe Abb. 3). Das untenstehende, vereinfachte Diagramm zeigt, dass sich dentale Feldspatkeramiken erheblich von Haushaltporzellan und Steingut, z.B. Geschirr, unterscheiden. Dentalkeramiken haben traditionellerweise einen hohen Feldspat- und einen niedrigen Kaolingehalt, während es beim Haushaltporzellan genau umgekehrt ist. Wenn überhaupt wird Tonerde/Kaolin in Dentalkeramiken nur in geringen Konzentrationen eingesetzt. Der Begriff "Porzellan" ist daher für solche Produkte ziemlich irreführend.

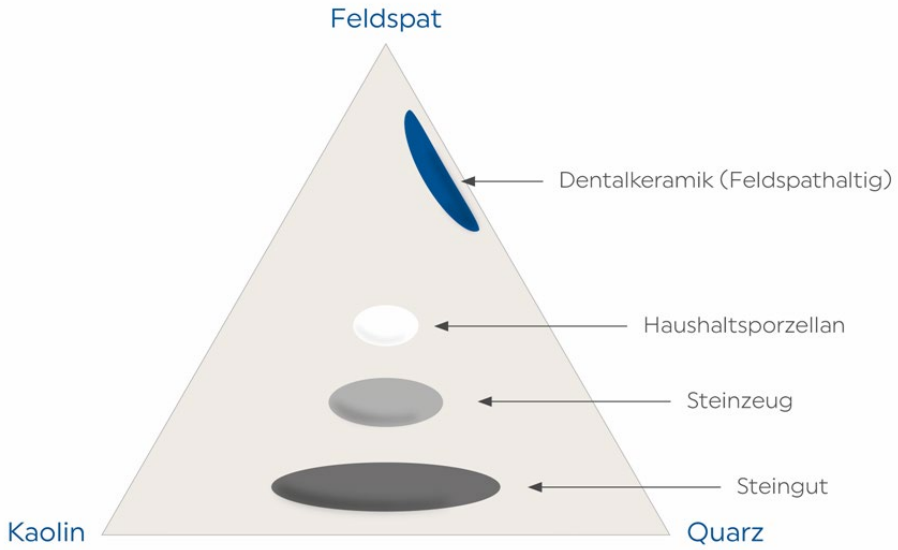
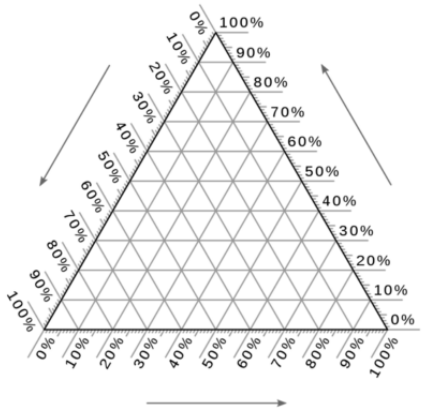


Abb. 2: Ternäres Materialsystem: Tonerde - Feldspat – Quarz. Adaptiert und vereinfacht nach Claus [12]



Interpretation des Diagramms: Der Gehalt an Feldspat entspricht den Prozentzahlen auf der rechten Seite des Dreiecks, die von 0-100% reichen, d.h. die horizontalen Linien von unten nach oben. Für die anderen Komponenten bzw. Seiten funktioniert es auf die gleiche Weise mit den schrägen, parallelen Prozentlinien, die jeweils in Richtung Eckpunkt führen. Die Feldspat-Dentalkeramik in Abb. 2 enthält demnach ca. 60-80% Feldspat (Skala rechts), 20-40% Quarz (untere Skala) und 0-10% Kaolin/Tonerde (Skala links).

Abb. 3: Diagramm mit den Prozentskalen für ein ternäres System

2.2 Komponenten von Feldspatkeramik

Feldspat-Keramiken, die oft für Metall-Keramiken verwendet werden, basieren teilweise auf natürlich vorkommenden Feldspat-Rohmaterialien, wie z.B. Kalium-Feldspat und Natrium-Feldspat. Sie basieren auf oxidischen Komponenten von Alkalimetallen, d.h. Kali (K_2O)- oder Natrium (Na_2O)-, Aluminium (Al_2O_3)- und Silizium (SiO_2). [4] Dentalkeramiken enthalten gewöhnlich einen höheren Anteil an Kalifeldspat. Das vereinfachte ternäre Diagramm unten zeigt die ungefähre Zusammensetzung von für Metallkeramik-Verblendungen verwendeten Feldspatkeramiken.

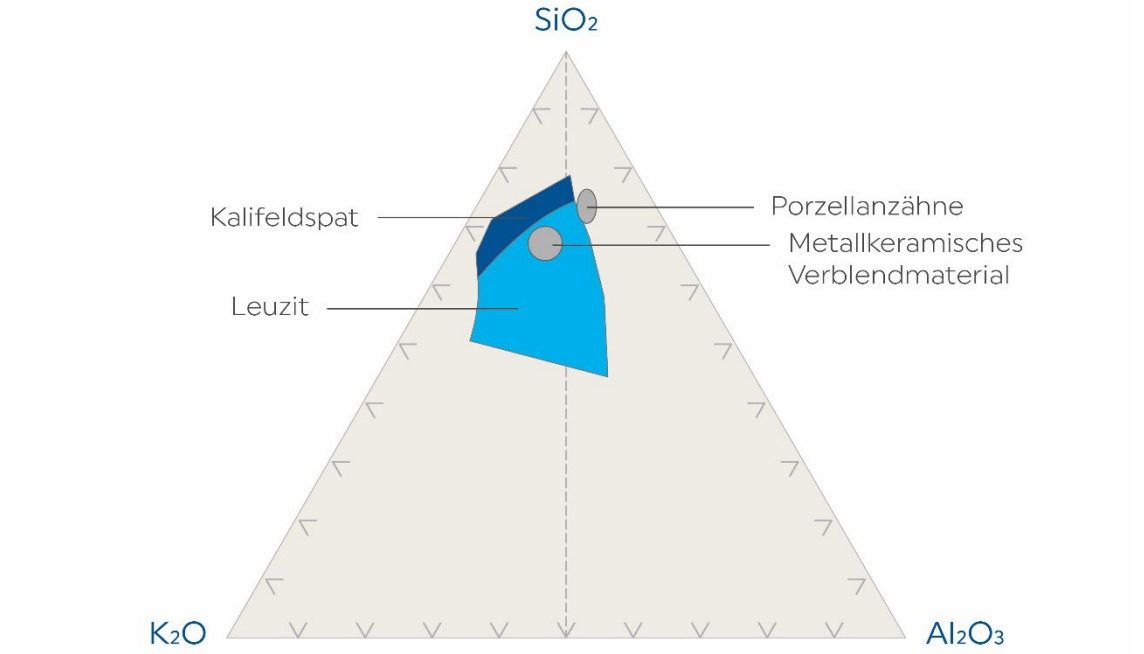


Abb. 4: Ternäres Phasenausgleichsdiagramm des Kali-Aluminium-Silizium (K_2O-Al_2O_3-SiO_2)-Systems, das die Hauptphasenfelder von Feldspatkeramiken zeigt.
Adaptiert und vereinfacht nach Mrazova [14]

2.2.1 Inkongruentes Schmelzen

Leuzit ist ein kali-, aluminium- und silizium-basiertes Mineral, das im Vergleich zu Feldspat-Gläsern einen hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten besitzt. Wenn (Kali)feldspat mit verschiedenen Metalloxiden gemischt und bei hohen Temperaturen (1150 bis 1530 °C) gebrannt wird, zeigt es ein inkongruentes Schmelzverhalten und bildet Leuzitkristalle in einer Glasphase aus, die weich ist und leicht fliesst. Das erlaubt eine Verschmelzung von Pulverpartikeln, d.h. eine Flüssigphasensinterung, welche zu einem dichten Feststoff führt. [4] Inkongruentes Schmelzen ist ein Vorgang, bei dem ein Material schmilzt und dabei eine Flüssigkeit sowie ein anderes kristallines Material entsteht, anstatt nur eine homogene Schmelze zu bilden. Die Leuzitkristalle bilden sich genau dort, wo sich vorher die Feldspatkörnchen befanden, d.h. entlang deren Grenzlinien. Die Leuzitkristalle erhöhen die Festigkeit des Materials und verlangsamen/hemmen den Rissfortschritt, da die kristalline Phase in der Lage ist, die Bruchenergie zu absorbieren.

Genau diese Tendenz von Feldspat, durch inkongruentes Schmelzen Leuzit auszubilden, wird bei der Herstellung von Verblendkeramiken für metallkeramische Versorgungen genutzt. Es erhöht sowohl Festigkeit der Keramik als auch den WAK, was zur Erzielung eines Verbundes zum Legierungsgerüst unbedingt erforderlich ist.

2.3 Herstellung von Feldspatkeramiken

Konventionelle Feldspatkeramiken nutzen somit natürlich vorkommenden Feldspat als Basismaterial. Das ist bei synthetischen Leuzitkeramiken nicht der Fall (Feldspat ist als Vorstufe zur Bildung von Leuzit nicht unbedingt erforderlich)[4], denn diese werden durch Zugabe von synthetischem Leuzit gebildet.

Natürlicher Feldspat und glasbildende Chemikalien (Oxide/Karbonate), wie z.B. die im untenstehenden Diagramm dargestellten, werden gemahlen, vermischt und geschmolzen. Durch Abschrecken dieser Schmelze entsteht ein Glas mit der gewünschten chemischen Zusammensetzung. Erneutes Aufmahlen des Glases (und anschliessend eventuell die Kombination mit anderen Glaspulvern) ergibt ein Glaspulver, mit dem die Weiterverarbeitung zur endgültigen Leuzitkeramik erfolgt. Die Glaspulver werden vermischt und anschliessend einer definierten Behandlung (durch Sintern/Tempern) unterzogen. Alternativ kann verglaster Feldspat als hochschmelzendes Glas zugefügt werden.

Der endgültige Leuzitgehalt des Endprodukts lässt sich über den Gesamtprozess steuern, einschliesslich der Abschreckung des Materials zu einem spezifischen Zeitpunkt, um die Ausfällung von Leuzit zu stoppen. Die Endprodukte (Pulver für die Schichtmassen) werden durch weiteres Mahlen und Sieben gewonnen.

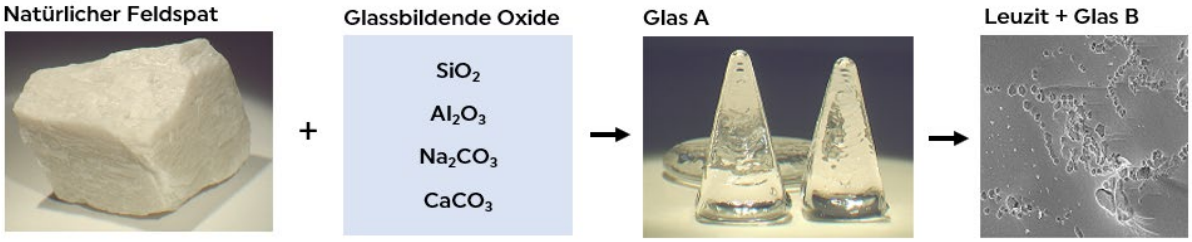


Abb. 5: Herstellung von Feldspatkeramiken

2.4 Produktentwicklung von Ivoclar im Bereich Metallkeramik

Feldspatkeramiken waren die ersten Vollkeramik-Restaurationsmaterialien. Sie zeigten eine hohe Transluzenz, waren aber inhärent spröde[4, 15] und besassen eine niedrige Biegefestigkeit (50 – 100MPa). Zu Beginn der 1950er Jahre wurde die Anwendung von Feldspatkeramiken auf den Bereich Metallkeramik erweitert (als Aufbrennkeramik), um Versorgungen mit höherer Festigkeit zu erzielen. [16]

Die erste Ivoclar Metallkeramik, Vivodent PE, wurde 1976 eingeführt und kontinuierlich weiterentwickelt. Daraus entstanden viele weitere Produkte. Derzeit bietet Ivoclar drei verschiedene Metallkeramik-Systeme an. **IPS Classic**, die bewährte Feldspatkeramik für Metalllegierungen, wurde 1989 eingeführt, **IPS InLine** sowie **IPS InLine One** – zwei Feldspat-Leuzit-Keramiken, kamen 2005 bzw. 2010 auf den Markt, und **IPS Style**, ein Material, das auf einer leuzithaltigen Glaskeramik, Fluorapatit und Oxyapatit basiert, wurde 2015 lanciert.

Diese Wissenschaftliche Dokumentation wird für die feldspatbasierte IPS InLine-Produktlinie erstellt. Diese umfasst die Produkte IPS InLine und IPS InLine One.

3 IPS InLine

IPS InLine und IPS InLine One sind vielseitig anwendbare Verblendkeramiken. Beides sind feldspatbasierte Leutzitkeramiken für die Schichttechnik in Kombination mit geeigneten Legierungen. Die konventionelle Mehrschicht-Keramik IPS InLine kam 2005 auf den Markt, gefolgt von der Einschicht-Keramik IPS InLine One im Jahr 2010. Die Materialien werden als Pulver geliefert, welches dann mit den entsprechenden Flüssigkeiten angemischt wird. Die IPS InLine System-Opaker sind als Paste oder in Pulverform erhältlich.

IPS InLine

IPS InLine ist eine konventionelle Mehrschicht-Verblendkeramik. Ein verbesserter Herstellprozess und eine spezielle Korngrössenverteilung bildeten die Grundlage für ihre Entwicklung. Das Material ist für die Verwendung in Kombination mit den gängigsten Dentallegierungen im WAK-Bereich von 13.8 – 15.0 x 10^{-6}/K (25-500 °C) geeignet, welche bei Temperaturen über 900 °C/1652 °F gebrannt werden. IPS InLine kann für die Herstellung von Metallkeramik-Kronen, 3- bis 14-gliedrige Brücken und Veneers auf Feuerfest-Stümpfen angewendet werden. IPS InLine eignet sich für die Herstellung von hochwertigen Versorgungen, da es eine gute Brennstabilität, geringe Schrumpfung und angenehme Verarbeitungseigenschaften besitzt.

IPS InLine One

IPS InLine One ist eine Einschicht-Verblendkeramik. Dieses Einschicht-Material basiert auf den gleichen Rohmaterialien wie IPS InLine und ist ebenfalls für die Verwendung in Kombination mit den gängigsten Dentallegierungen im WAK-Bereich von 13.8 – 15.0 x 10^{-6}/K (25-500 °C) geeignet, welche bei Temperaturen über 900 °C/1652 °F gebrannt werden. Das Produkt vereint Dentin- und Schneidematerial in einem Werkstoff (einschliesslich der entsprechenden Eigenschaften in Hinblick auf Chroma und Transluzenz) und wird "Dentcisal" genannt. Diese Keramik ermöglicht es dem Anwender, naturgetreue Restaurationen schnell und effizient herzustellen. IPS InLine One kann für die Herstellung von Metallkeramik-Kronen und 3- bis 14-gliedrige Brücken angewendet werden.

IPS Ivocolor

IPS InLine und IPS InLine One werden mit IPS Ivocolor charakterisiert. IPS Ivocolor ist ein universelles Malfarben- und Glasursortiment für die individuelle Charakterisierung, Bemalung und Glasur von Ivoclar CAD-, Press- und Metallkeramiken, wie z.B. IPS InLine. Die Materialien basieren auf sehr fein aufgemahlenen Glaspulvern, die bei tiefen Temperaturen gesintert werden. Das Glasurmaterial besteht aus reinen, unpigmentierten Pulvern, während die Shades und Stains Farbpigmente enthalten. IPS Ivocolor wird nach dem Sinterprozess zur Individualisierung und zum Anbringen von natürlichen Merkmalen eingesetzt, wie z.B. Mamelons, Halo-Effekte und Schmelzrisse. Nach dem Auftrag werden die Materialien gebrannt. Sie eignen sich für Keramikmaterialien im WAK-Bereich von 9.5 und 16.6 x 10^{-6}/K.

3.1 Systemkonzept

IPS InLine	
IPS InLine One für die Einschichttechnik	IPS InLine für die Mehrschichttechnik
IPS InLine System Opaquer (Paste) IPS InLine System Oqaquer Liquid (Paste) IPS InLine System Powder Opaquer IPS InLine System Powder Opaquer Liquid	
IPS InLine One Dentcisal	IPS InLine Margin IPS InLine Deep Dentin IPS InLine Dentin IPS InLine Transpa Incisal IPS InLine Add-On
	IPS InLine Impulse IPS InLine Gingiva
IPS InLine Margin Build-Up Liquid IPS InLine System Build-Up Liquid L/P	
IPS Ivocolor Essence / Shade / Glaze	
IPS InLine System Add-On (690°C/1274°F)	

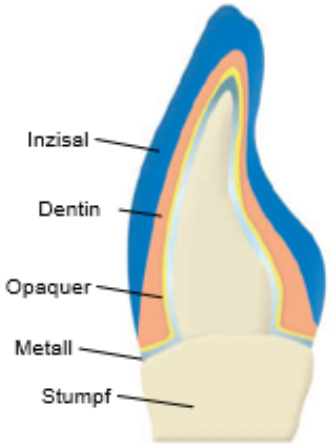
Tabelle 1: Die IPS InLine-Produktpalette im Überblick

3.2 Workflow: IPS InLine und IPS InLine One

Metallkeramische Versorgungen bestehen aus einem Metallgerüst (Käppchen), auf welches funktionelle Keramik-Komponenten von Hand aufgetragen/geschichtet und dann gebrannt werden.

IPS InLine ist ein Keramikverblendmaterial, das für die Herstellung solcher Restaurationen verwendet wird. Die Materialien sind entweder als Pulver erhältlich, die mit organischen Modellierflüssigkeiten zu einer Paste angemischt werden, oder als Pasten (e.g. IPS InLine System Opaquer Paste), bei denen es sich um stabile Suspensionen von Keramikpulvern in einer organischen Matrix handelt.

Eine geeignete Metalllegierung wird ausgewählt und daraus ein Metallgerüst gegossen oder digital hergestellt, das die verbleibende Zahnhartsubstanz überdeckt. Diese Metallstruktur wird gemäss Anweisung des Legierungsherstellers vorbehandelt. Anschliessend wird IPS InLine System Opaquer (Paste) oder IPS InLine System Opaquer (Pulver, das mit Modellierflüssigkeit angemischt wird) aufgetragen und gebrannt. Der Opaker ist eine Keramik, die mit opakisierenden Oxiden modifiziert wurde, um die dunkle Farbe des oxidierten Metallgerüstes zu maskieren und die nötige Ästhetik zu erzielen. Die dünne Opaker-Schicht trägt auch zum Metall-Keramik-Verbund bei.[9] Anschliessend wird im Dentin- und Schneidebereich entweder mit IPS InLine oder IPS InLine One aufgetragen, bis eine natürliche Zahnform mit der entsprechenden Transluzenz erzielt ist. Es werden also mehrere oder einzelne Schichten Schlickermaterial auf die Opakerschicht aufgebracht. Mit Massen wie z.B. IPS InLine Margin, Deep Dentin und Impulse kann die Ästhetik verbessert und anspruchsvollere Restaurationen erzielt werden. Allerdings bestehen auch hochwertige ästhetische Versorgungen aus etwa 80 bis 90 Gew. % Opaker, Dentin- und Schneidemassen.



Querschnitt einer Metallkeramik-Versorgung aus IPS InLine auf einem Feuerfest-Stumpf

Abb. 6: Illustration einer Metallkeramikkrone

Die Massen werden anschliessend nochmals gebrannt. Der Aufbau wird überkonturiert, um die Schrumpfung zu kompensieren. Bei Bedarf werden die Massen ein zweites Mal aufgetragen, um die richtige Grösse und Form zu erzielen. In einem letzten Schritt werden die Versorgungen mit IPS Ivocolor Stains und Glaze individuell charakterisiert und glasiert. Insgesamt sind für die Herstellung einer Standardversorgung zwei Massen-Brände sowie ein Glasurbrand notwendig. Abhängig vom handwerklichen Geschick des Zahntechnikers und/oder der Komplexität der Versorgung sind auch mehrere Brände nötig. Die Restauration wird in einem Brennofen wie z.B. Programat G2 P710, P510 oder P310 gebrannt. IPS InLine-Versorgungen können konventionell oder adhäsiv befestigt werden. IPS InLine-Materialien eignen sich auch für die Herstellung von Veneers auf Feuerfest-Stümpfen. Veneers werden auf Stümpfen aus feuerfestem Material aus Keramik geschichtet und dann im Ofen gebrannt. Dann werden sie mit IPS Ivocolor Stains und Glaze finalisiert. Anschliessend wird das Feuerfest-Material mit dem Sandstrahlgerät entfernt. Vor der Befestigung im Mund durch den Zahnarzt wird die Innenseite des Veneers mit IPS Ceramic Ätzgel konditioniert. Der Standard-Workflow für die Herstellung einer Brücke ist unten dargestellt.

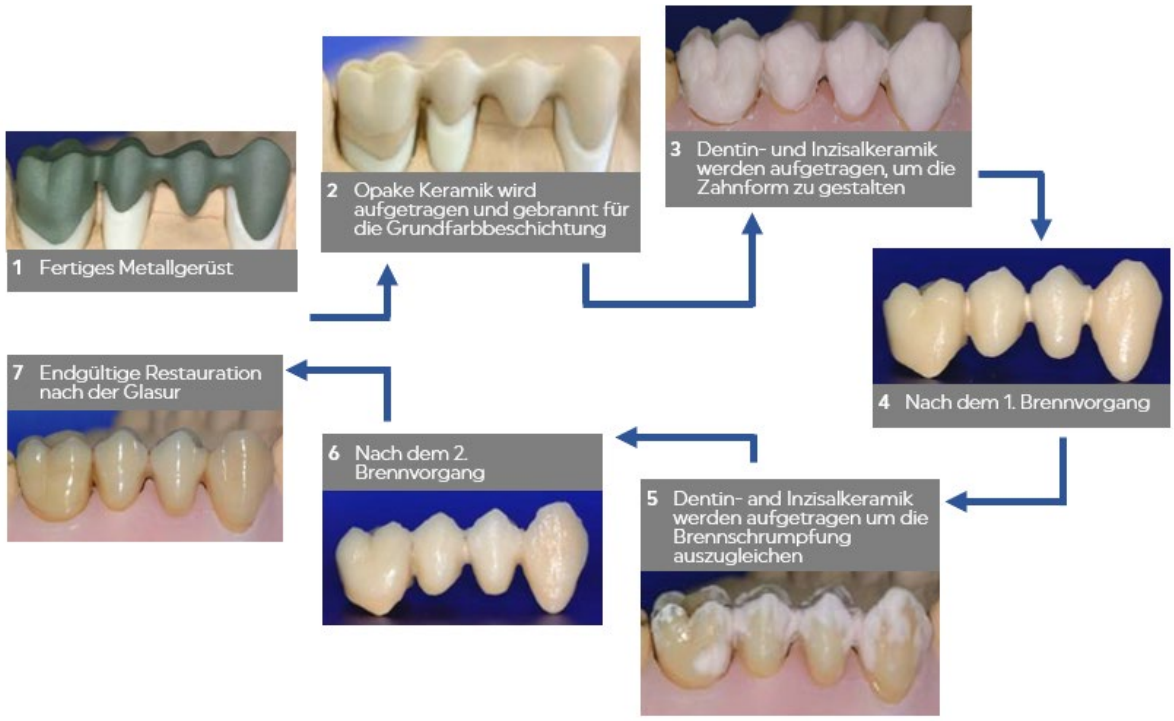


Abb. 7: Standard-Workflow für die Herstellung einer Metallkeramikbrücke

3.3 Materialbeschreibung

Die IPS InLine-Keramiken bestehen aus leuzitformenden Gläsern. Einige davon werden aus natürlichem, rohem Feldspat hergestellt. Diese zeigen auf Grund ihrer Zusammensetzung eine ausgezeichnete chemische Beständigkeit. IPS InLine und IPS InLine One enthalten verschiedene glasformende Oxide (Kalium, Natrium, Aluminium und Silizium). Das Mischen mit anderen Metalloxiden (wie in Abschnitt 2.3 beschrieben) und das gezielte Brennen bei hohen Temperaturen führt zur Bildung von Leuzitkristallen mit einer definierten Korngrössenverteilung innerhalb der Glasmatrix. Das Ergebnis ist ein Verblendmaterial mit einer einheitlichen/isotropen Mikrostruktur, welche nicht nur antagonistenschonend ist, sondern auch eine hohe Festigkeit und überzeugende optische Eigenschaften bietet.

Das IPS InLine-Sortiment besteht aus einer breiten Palette an Schicht- und Charakterisierungsmaterialien, welche im Rahmen der Herstellung von Metallkeramikversorgungen jeweils eine bestimmte Funktion haben. Sie alle basieren auf einem einzelnen Glas, Glaskeramik-Pulver oder einer Mischung aus beidem, das mit anorganischen Pigmenten eingefärbt ist. Sie sind als Pulver oder Paste erhältlich.

Die IPS InLine-Massen sind gemäss EN ISO 6872:2015+A1:2018 Typ 1-Materialien.

3.4 IPS InLine-Mikrostruktur

Das Gefüge von IPS InLine besteht aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen. Die unten dargestellten 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), Korngrössen, Korngrenzen sowie Defekte, z.B. Poren/Risse, ersichtlich. Leuzit entsteht durch Oberflächenkristallisation von Feldspat. Daher bilden sich die Leuzitkristalle entlang der früheren Feldspat-Korngrenzen. Die Vergrösserungen unten verdeutlichen diese Positionierung bei IPS InLine und IPS InLine One. Die spezielle Ätztechnik, die angewendet wurde, löst die Oberfläche der Leuzitkristalle schneller auf als das sie umgebende Glas, wodurch ihre Position gut sichtbar wird.

IPS InLine: Dentin

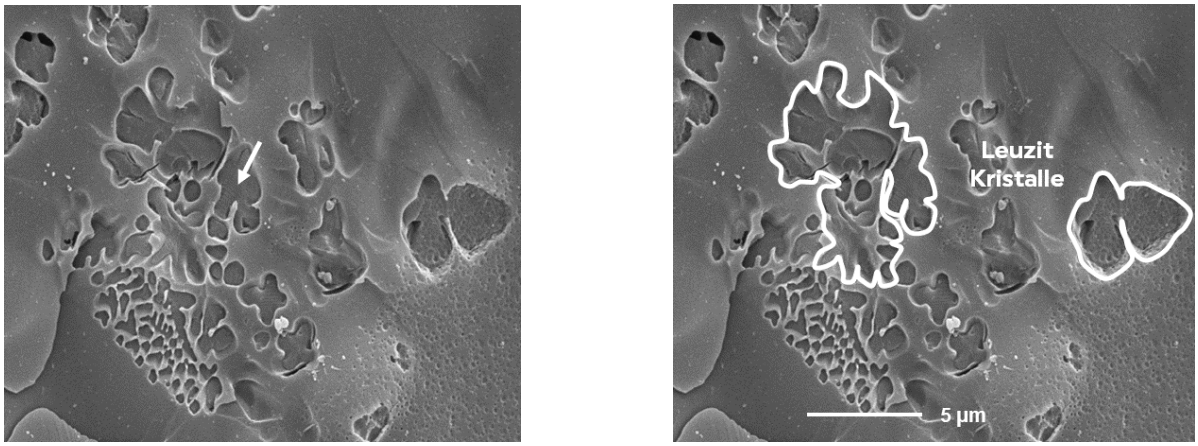


Abb. 8a + b: REM-Aufnahme von geätztem IPS InLine (Dentin A3). Vergr. 5000x, F&E Ivoclar

Die Abbildungen oben zeigen den gleichen Bildausschnitt - die Position der Leuzitkristalle in der Glasmatrix ist auf dem rechten Bild (8b) markiert.

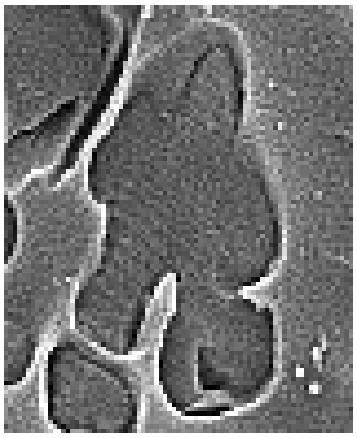


Abb. 8c: Der mittlere Abschnitt von Abb. 7a (vergrössert) zeigt die Streifen der gelösten Leuzitkristalle

Der mit dem weissen Pfeil markierte Bereich in Abb. 8a ist in der REM-Aufnahme 8c noch stärker vergrössert dargestellt und zeigt die Streifen in den gelösten Bereichen und den lamellenartigen Aufbau der Leuzitkristalle, bedingt durch deren dendritisches Wachstum.

IPS InLine: Incisal + IPS InLine One: Dentcisal

In der REM-Aufnahme unten sind die ehemaligen Korngrenzen bei IPS InLine und IPS InLine One klar ersichtlich. Die kleinen Leuzitkristalle sind entlang der früheren Korngrenzen "perlschnurartig" aneinandergereiht. In der REM-Aufnahme von IPS InLine One sind auch grössere Kristalle sichtbar.

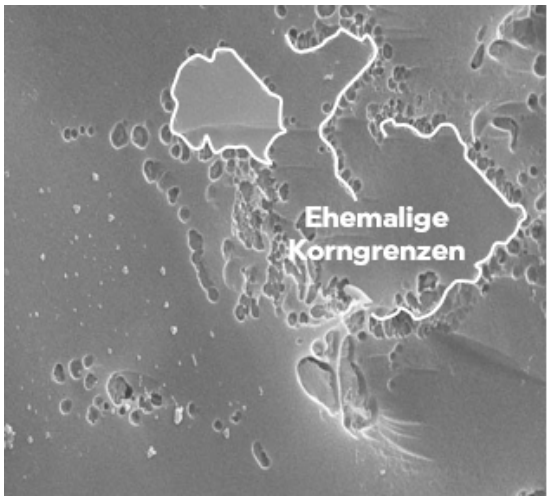


Abb. 9: REM-Aufnahme von geätztem IPS InLine (Transpa Incisal 1), Vergr. 5000x

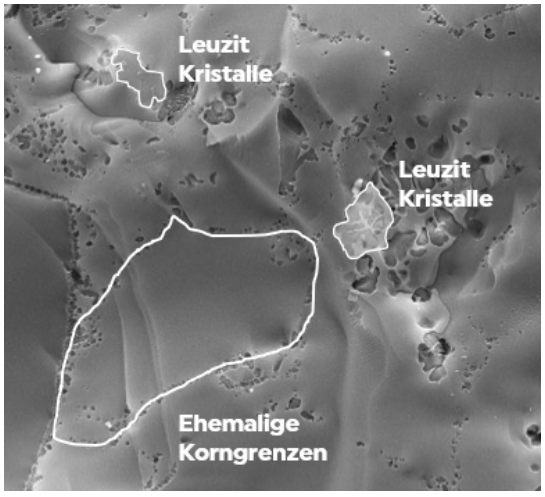


Abb. 10: REM-Aufnahme von geätztem IPS InLine One (Dentcisal 3), Vergr. 1000x

3.5 Metall-Keramik-Verbund mit dem IPS InLine-System

Eine metallkeramische Restauration basiert auf dem dauerhaften Verbund zwischen einer Legierung und einer Keramik. IPS InLine und IPS InLine One sind mit den gängigsten Dental-Legierungen im WAK-Bereich von 13.8- 15.0 x 10^{-6}K (25- 500 °C) kompatibel. [11]

Das Interface zwischen Metall und Keramik ist der Opaker, der sorgfältig aufgetragen und gebrannt wird und so für einen verlässliche Verbund zwischen beiden Werkstoffen sorgt. Die untenstehende Abbildung zeigt die homogenen Übergangsbereiche zwischen Legierung, Opaker und Schichtkeramik bei einer mit IPS InLine verblendeten Hochgoldlegierung. Die feinkörnige Struktur des Opakers ist deutlich erkennbar und die Legierungsoberfläche erscheint rau und ist von Vertiefungen durchsetzt, welche mit keramischem Material ausgefüllt sind. Dies illustriert die wichtige Rolle, die die in Abschnitt 1.1.4 beschriebene mechanische Retention innehat.

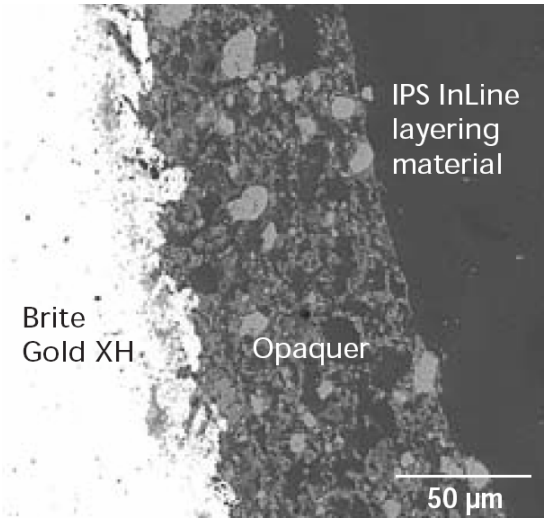


Abb. 10: Metallkeramikverbund: Die Legierung Brite Gold XH mit aufgebrannter IPS InLine-Keramik. F&E, Ivoclar

4 Technische Daten

4.1 Chemische Zusammensetzung der IPS InLine-Produkte

Pulver + Pasten		Inhaltsstoffe
Opaquer	**IPS InLine System Opaquer** **IPS InLine Gingiva Opaquer**	Leuzitglaskeramik Glas Zirkoniumdioxid Anorganische Pigmente Glykole (Butandiol, Glyzerin) Polyvinylpyrrolidon Hydrophiles, pyrogenes Siliziumdioxid
	IPS InLine System Powder Opaquer **IPS InLine System Intensive Powder Opaquer** **IPS InLine Gingiva Powder Opaquer**	Leuzitglaskeramik Zirkoniumdioxid Anorganische Pigmente
Margin	**IPS InLine Margin**	Leuzitglaskeramik Anorganische Pigmente
Deep Dentin	**IPS InLine Deep Dentin**	Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente
Dentcisal	**IPS InLine One Dentcisal**	Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente
Dentin	**IPS InLine Dentin**	Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente
Incisal	**IPS InLine Incisal** **IPS InLine Transpa Incisal**	Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente
Impulse	**IPS InLine Cervical Incisal** **IPS InLine Cervical Dentin** **IPS InLine Occlusal Dentin** **IPS InLine Mamelon** **IPS InLine Transpa** **IPS InLine Gingiva** **IPS InLine Intensiv Gingiva**	Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente

Chemische Zusammensetzung der IPS InLine-Produkte – *Fortsetzung*

Pulver + Pasten (Forts.)		Inhaltsstoffe
Impulse	**IPS InLine Opal Effect**	Opaleszierende Leuzitglaskeramik Opaleszierendes Glas Anorganische Pigmente
Add-On	**IPS InLine Add-On**	Leuzitglaskeramik Glas Anorganische Pigmente
	IPS InLine Margin Add-On	Leuzitglaskeramik Anorganische Pigmente
	IPS InLine System Add-On 690 °C	Leuzitglaskeramik Glas Anorganische Pigmente

Keramik-Flüssigkeiten	Inhaltsstoffe
IPS InLine System Opaquer Liquid	Glykole (Butandiol, Glyzerin) Polyvinylpyrrolidon
IPS InLine System Powder Opaquer Liquid	Wasser Glykol (Propandiol) Anorganisches Salz Carbonsäure
IPS InLine Margin Build-Up Liquid	Wasser Cellulosederivat
IPS InLine System Build-Up Liquid P	Wasser Polyethylenglykol Anorganisches Salz
IPS InLine System Build-Up Liquid L	Wasser Polyethylenglykol Anorganisches Salz

4.2 Eigenschaften und Leistungsattribute der IPS InLine-Produkte

Eigenschaften	Spezifikation							
	Radioaktivität		Biegefestigkeit		Chemische Löslichkeit		Debonding / Rissbildungsresistenz	
Einheit	[Bq/g U^{238}]		[MPa]		[µg/cm²]		[MPa]	
Notizen	A[1)]	B[2)]	A[1)]	B[2)]	A[1)]	B[2)]	C[3)]	B[2)]
Produktkomponente								
IPS InLine System Opaquer IPS InLine Gingiva Opaquer	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	170	< 100	28	> 25	40
IPS InLine System Powder Opaquer IPS InLine System Intensive Powder Opaquer IPS InLine Gingiva Powder Opaquer	≤ 1,0	< 0,03	> 50	127	< 100	28	> 25	43
IPS InLine Margin	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	98	< 100	23	N/A	N/A
IPS InLine Deep Dentin	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	89	< 100	12	> 25	40
IPS InLine One Dentcisal	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	89	< 100	12	> 25	40
IPS InLine Dentin	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	89	< 100	12	> 25	40
IPS InLine Incisal IPS InLine Transpa Incisal	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	89	< 100	12	> 25	40
IPS InLine Cervical Incisal IPS InLine Cervical Dentin IPS InLine Occlusal Dentin IPS InLine Mamelon Masse IPS InLine Transpa IPS InLine Gingiva IPS InLine Intensiv Gingiva	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	89	< 100	12	> 25	40
IPS InLine Opal Effect	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	90	< 100	10	N/A	N/A
IPS InLine Add-On	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	92	< 100	10	N/A	N/A
IPS InLine Margin Add-On	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	94	< 100	12	N/A	N/A
IPS InLine System Add-On 690 °C*)	≤ 1,0	<< 1,0	> 50	108	< 100	20	N/A	N/A

Das Produkt entspricht den relevanten Leistungskriterien gemäss ISO 6872:2015 + AMD 1:2018 und ISO 9693:2019

[1)]A: **Akzeptanzkriterium gemäss ISO 6872:2015 + AMD 1:2018** *8*

[2)] B: **Gemessene typische Werte (Durchschnittswerte)**

[3)]C: **Akzeptanzkriterium gemäss ISO 9693:2019**

Eigenschaften und Leistungsattribute der IPS InLine-Produkte - *Fortsetzung*

Eigenschaften	Spezifikation				
	Lineare Wärmeausdehnung (WAK)			Glasüber-gangs-tempe-ratur	Temperatur-schock-test
	2 Brände	4 Brände	Mittelwert		
Einheit	[10^{-6}/K]	[10^{-6}/K]	[10^{-6}/K]	[°C]	N/A
Notizen	1)	2)	3)		
IPS InLine-Komponente					
IPS InLine System Opaquer **IPS InLine Gingiva Opaquer**	13,5 ± 0,5	13,7 ± 0,5	13,6 ± 0,5	605 ± 20	Standard-konform
IPS InLine System Powder Opaquer **IPS InLine System Intensive Powder Opaquer** **IPS InLine Gingiva Powder Opaquer**	13,2 ± 0,5	13,4 ± 0,5	13,3 ± 0,5	605 ± 20	Standard-konform
IPS InLine Margin	13,2 ± 0,5	13,5 ± 0,5	13,4 ± 0,5	600 ± 20	Standard-konform
IPS InLine Deep Dentin	12,4 ± 0,5	13,2 ± 0,5	12,8 ± 0,5	580 ± 20	N/A
IPS InLine One Dentcisal	12,4 ± 0,5	13,2 ± 0,5	12,8 ± 0,5	580 ± 20	N/A
IPS InLine Dentin	12,4 ± 0,5	13,2 ± 0,5	12,8 ± 0,5	580 ± 20	Standard-konform
IPS InLine Incisal **IPS InLine Transpa Incisal**	12,4 ± 0,5	13,2 ± 0,5	12,8 ± 0,5	580 ± 20	Standard-konform
IPS InLine Cervical Incisal **IPS InLine Cervical Dentin** **IPS InLine Occlusal Dentin** **IPS InLine Mamelon Masse** **IPS InLine Transpa** **IPS InLine Gingiva** **IPS InLine Intensiv Gingiva**	12,4 ± 0,5	13,2 ± 0,5	12,8 ± 0,5	580 ± 20	N/A
IPS InLine Opal Effect	12,6 ± 0,5	13,5 ± 0,5	13.1 ± 0.5	595 ± 20	N/A
IPS InLine Add-On	12,3 ± 0,5	12,8 ± 0,5	12.6 ± 0.5	455 ± 20	N/A
IPS InLine Margin Add-On	13,3 ± 0,5	13,7 ± 0,5	13,5 ± 0,5	585 ± 20	N/A
IPS InLine System Add-On 690 °C*)	12,6 ± 0,5	13,3 ± 0,5	13,0 ± 0,5	440 ± 20	N/A

Das Produkt entspricht den relevanten Leistungskriterien gemäss ISO 6872:2015 + AMD 1:2018 und ISO 9693:2019

1) **WAK 2 Brände, Messbereich 25 – 500 °C**

2) **WAK 4 Brände, Messbereich 25 – 500 °C**

3) **WAK Durchschnittswert (2 x/4 x gebrannt), Messbereich 25 – 500 °C**

*) **Die WAK-Werte beziehen sich auf einen Temperaturbereich von 25 bis 400 °C, da die Glasübergangstemperatur unter 500°C liegt.**

5 Werkstoffkundliche und In-Vitro-Untersuchungen

Im Rahmen der Entwicklung eines Dentalprodukts werden zahlreiche In-Vitro-Untersuchungen durchgeführt. Obwohl diese den klinischen Erfolg nicht wirklich vorhersagen können, liefern sie doch wertvolle Hinweise und erlauben Vergleiche mit ähnlichen Produkten, deren klinisches Verhalten sich bewährt hat.

5.1 Biaxiale Biegefestigkeit

Die biaxiale Biegefestigkeit der IPS InLine-Produkte wurde basierend auf der relevanten Norm EN ISO 6872 festgelegt. Der in der Norm definierte Mindestwert beträgt > 50 MPa. Die Angaben in Kapitel 4 «Technische Daten» zeigen, dass alle IPS InLine-Produkte diesen Grenzwert deutlich übertreffen. Die Werte der wichtigsten IPS InLine-Materialien sind unten dargestellt.

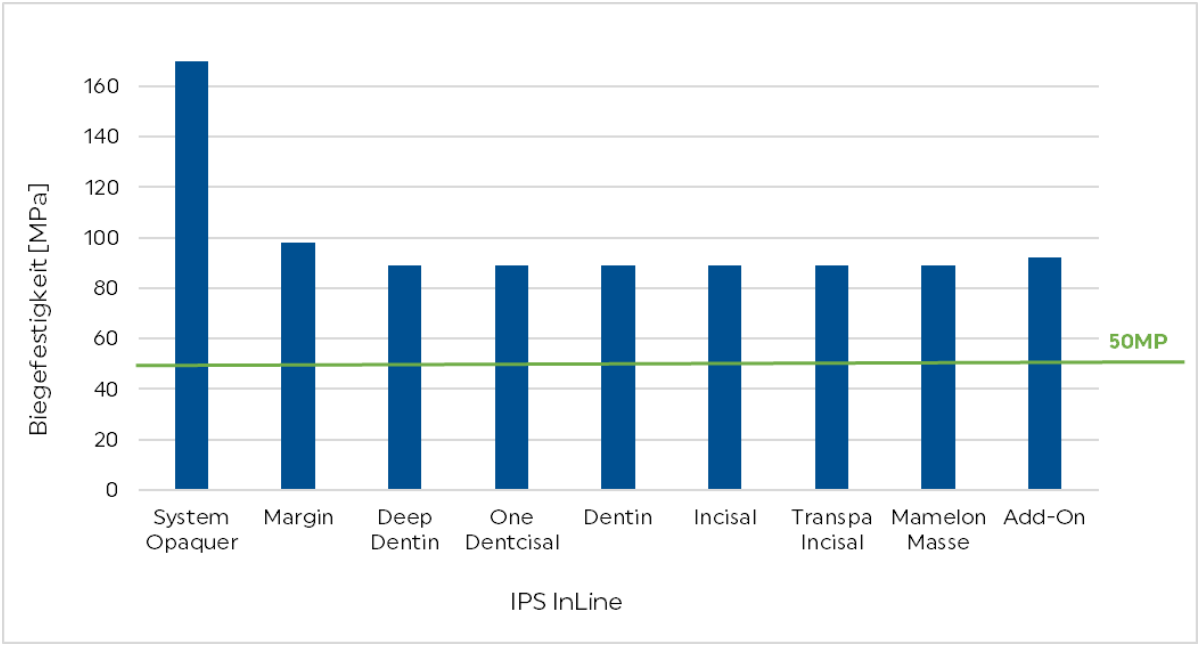


Abb. 12: Durchschnittliche biaxiale Biegefestigkeitswerte verschiedener IPS InLine-Produkte.
F&E Ivoclar, 2022

Die biaxiale Biegefestigkeit von IPS InLine und verschiedener anderer Keramikmaterialien wurde auch von Sinmazisik et al (2006) untersucht. Sie mischten die Pulver sowohl mit destilliertem Wasser als auch mit der dazugehörigen Modellierflüssigkeit und verglichen die Ergebnisse.

Für die IPS InLine-Pulver wird die Anwendung in Kombination mit den dazugehörigen Modellierflüssigkeiten empfohlen.

Physikalische Eigenschaften und mikrostrukturelle Beschreibung von Dentalkeramiken, die mit destilliertem Wasser und Modellierflüssigkeiten angemischt wurden [17]

Sinmazisik G, Ovecoglu ML., Marmara Universität, Türkei

Zielsetzung: Die Autoren untersuchten die Mikrostruktur und physikalischen Eigenschaften von sechs Verblendkeramiken, welche jeweils mit destilliertem Wasser oder mit der dazugehörigen Modellierflüssigkeit angemischt wurden.

Material und Methoden: IPS Classic/Ivoclar, IPS d.SIGN (nicht mehr erhältliches Ivoclar-Produkt), Vita VMK95/Vita Zahnfabrik, Vita OMEGA 900/Vita und Ceramco III/Ceramco-Dentsply wurden als Ausgangspulver verwendet.

Die Keramikpulver wurden mit destilliertem Wasser und mit der jeweiligen dazugehörigen Modellierflüssigkeit gemischt. Anschliessend wurden die scheibenförmigen Testkörper gemäss den Angaben des jeweiligen Herstellers gesintert. Die Testkörper wurden mit Hilfe von Röntgenbeugung (XRD), optischer Mikroskopie und REM-Analyse untersucht und deren physikalische Eigenschaften wie Rohdichte, Mikrohärte und biaxiale Biegefestigkeit bestimmt.

Ergebnisse: Die mit Modellierflüssigkeit angemischten, gesinterten Dentalkeramiken zeigten Werte für Dichte, biaxiale Biegefestigkeit und Mikrohärte, die leicht höher waren als jene der mit destilliertem Wasser angemischten Keramiken. Das Anmischen mit destilliertem Wasser bzw. Modellierflüssigkeit führte zu signifikanten Unterschieden zwischen den Dichtewerten von Vita VMK 95 und den Mikrohärtewerten von IPS d.SIGN und IPS InLine. Die XRD- und REM-Untersuchungen der Mikrostruktur zeigten das Vorhandensein von tetragonalem Leuzit (1-3 micron) und hexagonalen Fluorapatitkristallen (0,4-1,2 micron) in der feldspathaltigen Glasmatrix von IPS d.SIGN, während bei den anderen Keramiken ausschliesslich Leuzitkristalle (3-6 micron) vorhanden waren.

Schlussfolgerungen: Das Anmischen mit destilliertem Wasser bzw. Modellierflüssigkeit vor dem Sintern hatte keine Auswirkung auf die gesinterte kristalline Mikrostruktur, aber es wurden einige signifikante Unterschiede in Bezug auf die physikalischen Eigenschaften einiger Keramiken gefunden.

Unten sind die Ergebnisse der Biegefestigkeits- und Härtemessungen (Abschnitt 5.2) von gesinterten Prüfkörpern dargestellt, für welche die Materialien mit den dazugehörigen Modellierflüssigkeiten angemischt wurden.

Biegefestigkeit: Sieben Prüfkörper pro Material wurden in einer Universalprüfmaschine untersucht.

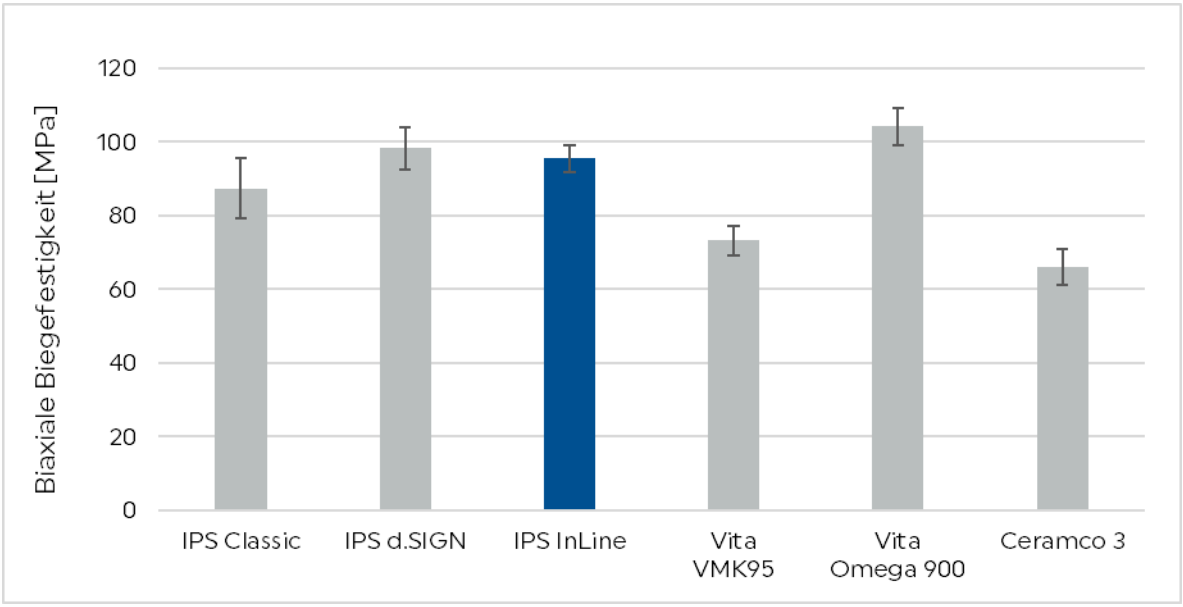


Abb. 13: Biaxiale Biegefestigkeitswerte verschiedener keramischer Verblendmaterialien [17]

Verglichen mit den Werten anderer Produkte lagen die biaxialen Festigkeitswerte von IPS Inline im oberen Bereich und über dem in EN ISO 6872 definierten Grenzwert von >50 MPa.

5.2 Mikrohärte

Die Härte wurde von Sinmazisik et al [17] in einem Mikrohärte-Testgerät gemessen. Eine Last von 500g wurde mit einer Vickers-Diamantspitze während 20 Sek. aufgebracht. Pro Material wurden an je 4 Probenkörpern mit dem Eindringkörper 10-12 Eindrücke zur Ermittlung der Härte gemacht.

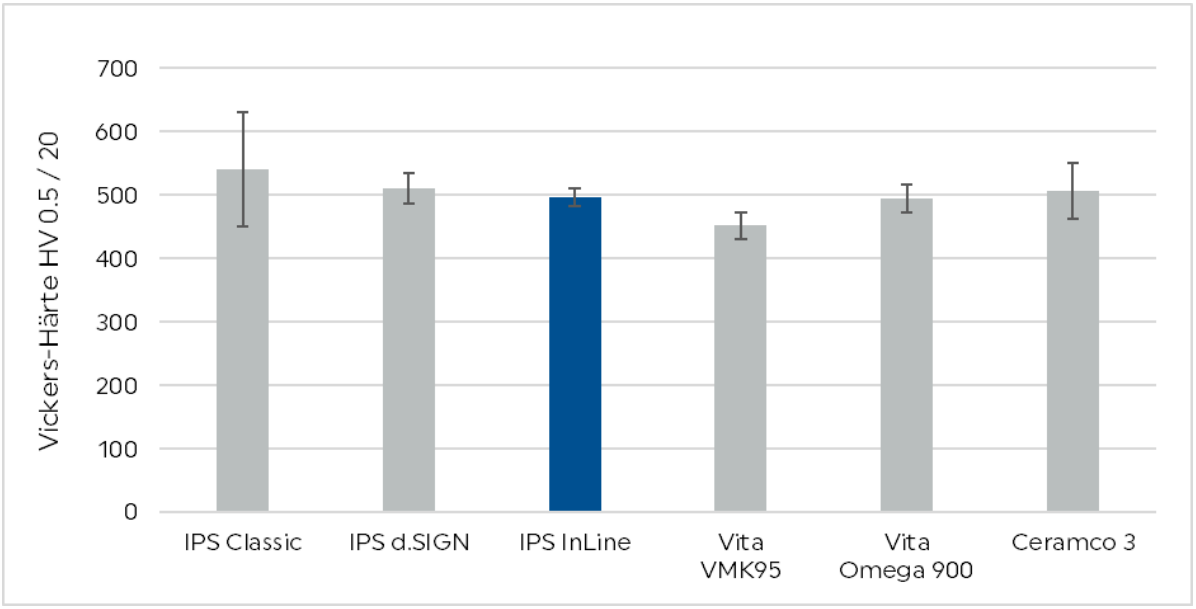


Abb. 14 : Vickershärte von verschiedenen keramischen Verblendmaterialien. [17]

Die Streuung der Härtewerte ist relativ gross. Dies ist teilweise durch die Messmethode bedingt. Jedoch hängen die Ergebnisse auch von der Homogenität und der Feinheit des Gefüges ab. IPS InLine zeigte nur eine minimale Streuung - wie durch die minimale Standardabweichung angedeutet.

5.3 Volumenschrumpfung

Objekte aus gepressten Keramikpulvern schrumpfen, wenn sie bei hohen Temperaturen gesintert werden. Die Pulverpartikel verschmelzen miteinander und die Porosität nimmt stark ab.

Die Volumenschrumpfung **(ΔV)** wird wie folgt berechnet: **ΔV (%) = (V-V')/V x 100**

Abb. 15: Schematische Darstellung der Volumenschrumpfung als Ergebnis der Sinterung.

Die Volumenschrumpfung von IPS InLine, IPS Classic und drei Konkurrenz-materialien wurde im Rahmen einer internen Untersuchung gemessen.

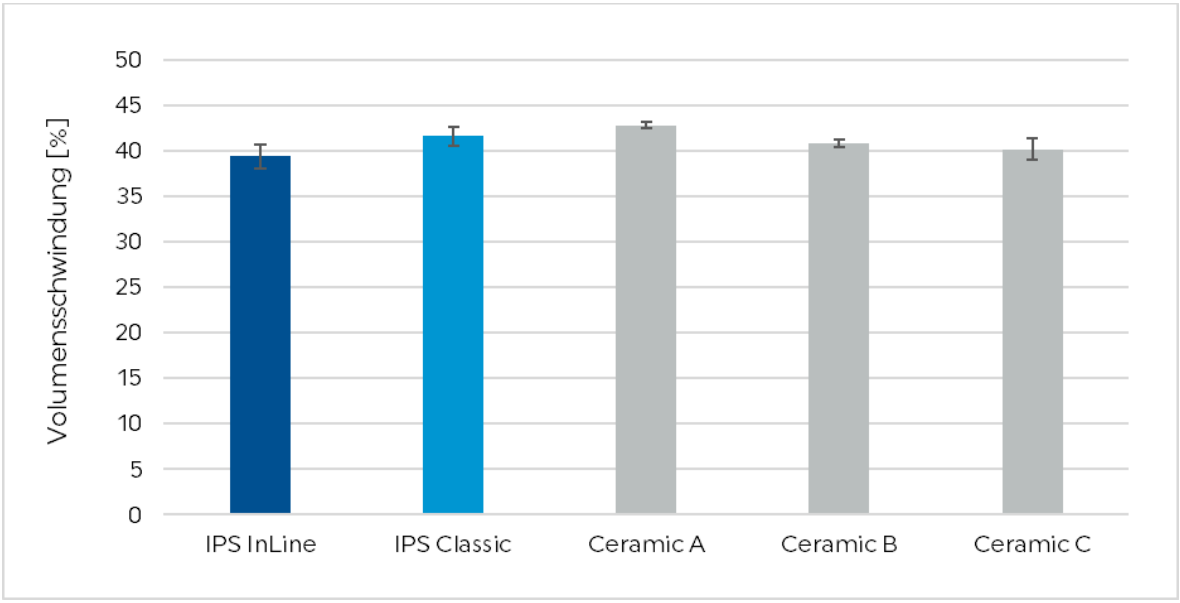


Abb. 16: Volumenschrumpfung verschiedener Keramiken, F&E Ivoclar, 2004

Schrumpfung ist unvermeidlich und zu erwarten. IPS InLine zeigt eine optimale Schrumpfung mit Werten, die jenen von anderen, bewährten Schichtkeramiken sehr ähnlich sind und sich im gleichen Bereich befinden.

5.4 Thermische Ausdehnung

5.4.1 Der lineare Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)

Die lineare Wärmeausdehnung eines Materials wird mittels eines Dilatometers ermittelt. Dabei wird der Testkörper kontinuierlich erwärmt/abgekühlt und die linearen Dimensionsveränderungen aufgezeichnet. Diese Dimensionsveränderung kann kontinuierlich oder erratisch sein. Ein Sprung in der Ausdehnungskurve tritt dann auf, wenn im Material eine Phasenänderung stattfindet. Der Wärmeausdehnungskoeffizient (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 von Dentalkeramiken findet bis unterhalb der Glasübergangstemperatur T_G statt. Der WAK dient dazu, eine mögliche Belastung der Keramik in der Kombination Gerüst-/Schichtmaterial einzuschätzen. Oberhalb T_G erweicht die Glaskeramik und der Materialstress wird durch Fliessen abgebaut.

Der WAK wird gemäss ISO 9693 in [10-6·K^{-1}]-Einheiten angegeben. Oft wird er aber auch als [1µm/m·K] angegeben.

5.4.2 WAK der Materialkombination Keramik – Metall

Wie bereits erwähnt (siehe Abschnitt 1.1.1 und 1.1.2) ist die Wärmeausdehnung der Keramik entscheidend für ihre Kompatibilität mit verschiedenen metall-basierten Gerüstmaterialien. Keramikmaterialien reagieren weniger empfindlich bei Druckbelastung als bei Zugbelastung. Deshalb muss bei dentalen Versorgungen die Keramik so angewendet werden, dass sie in der Restauration Druckspannungen ausgesetzt ist. Dies wird dadurch erreicht, dass der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Keramik um ca. eine Einheit /(1x10^{-6}·K^{-1}) tiefer eingestellt wird als jener der Legierung.

Der WAK der Keramik verändert sich durch thermische Behandlung (z.B. Brandführungen), da bei Temperaturveränderungen auch strukturelle Veränderungen stattfinden, wie z.B. Kornwachstum und Ausscheidung von mehr Leuzit.

5.4.3 Einfluss der Wärmebehandlung auf den WAK

Die IPS InLine-Materialien sind für Legierungen im WAK-Bereich von 13.8-15.0 x 10^{-6}·K^{-1} (25/500°C) geeignet. Der WAK der Keramik kann in einem gewissen Bereich durch thermische Behandlung jenem der Legierung angepasst werden, z.B. durch mehrere Brände, Langzeitabkühlung oder Tempern (Halten bei erhöhter Temperatur). Für ein optimales Restaurationsergebnis ist es unbedingt erforderlich, die Empfehlungen des Herstellers hinsichtlich Legierung und Wärmebehandlung zu beachten.

Die in den technischen Daten in Abschnitt 4 angegebenen WAK-Werte sind im Diagramm unten graphisch dargestellt und zeigen die leichte Erhöhung des WAK mit der steigenden Anzahl von Brandführungen (d.h. unter Einfluss einer Wärmebehandlung) für die wichtigsten IPS InLine- und IPS InLine One-Massen.

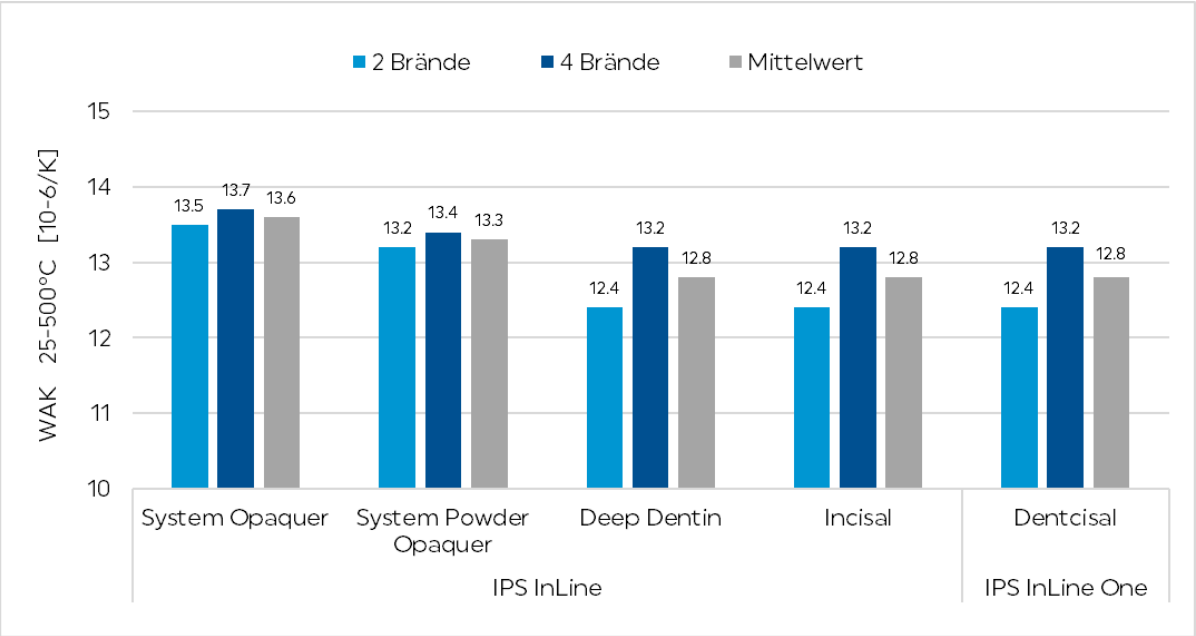


Abb. 17: WAK der IPS InLine-Massen mit 2 und 4 Bränden bei 25-500°C, F&E Ivoclar, 2022

Die Veränderung des WAK durch die Wärmebehandlung ist abhängig vom Keramiktyp.

5.5 Verschleiss von IPS InLine

Der vertikale Verschleiss von IPS InLine und verschiedener Konkurrenzprodukte wurde mit einem Willytech-Kausimulator untersucht. Bei allen Produkten wurden die Schneidemassen untersucht, da diese am meisten von Verschleiss betroffen sind.

Standardisierte Molarkronen mit einem Gerüst aus IPS d.SIGN 30 Gold wurden mit Multilink und Metallprimer auf PMMA-Stümpfen befestigt und vor der Kausimulationsprüfung für 24 Stunden bei 37°C trocken gelagert. Die Materialien wurden 120,000 Kauzyklen mit einer Last von 50N unterzogen.

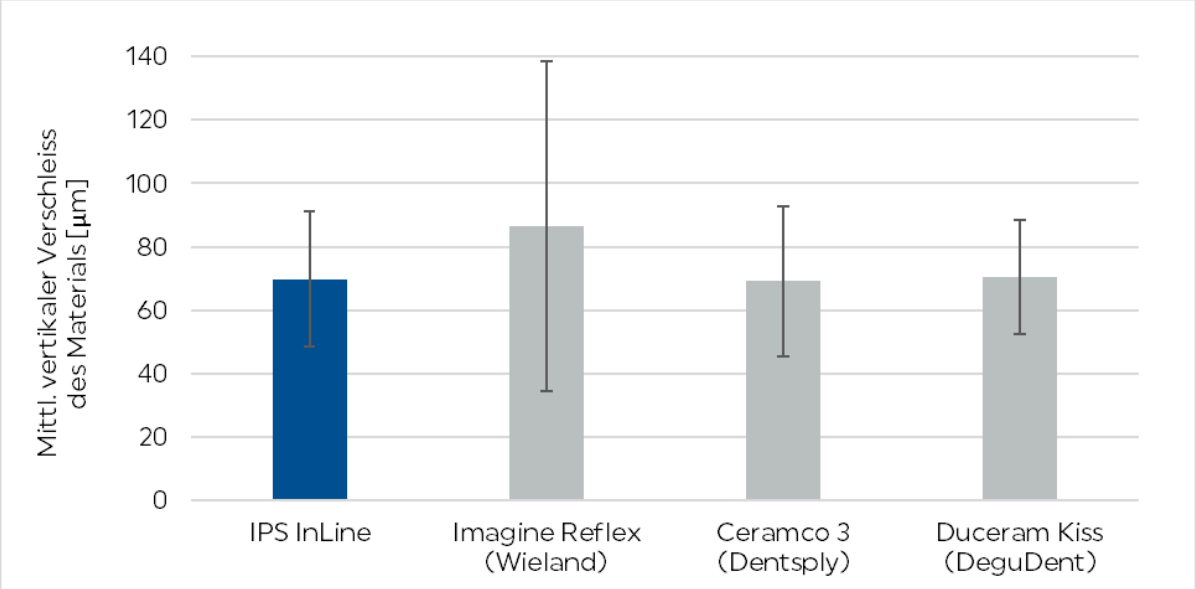


Abb. 18: Durchschnittlicher vertikaler Verschleiss verschiedener Verblendmaterialien F&E Ivoclar, 2005

Der Verschleiss am Antagonisten wurde ebenfalls simuliert. Dazu wurden die palatinalen Schmelzhöcker von natürlichen oberen Molaren verwendet.

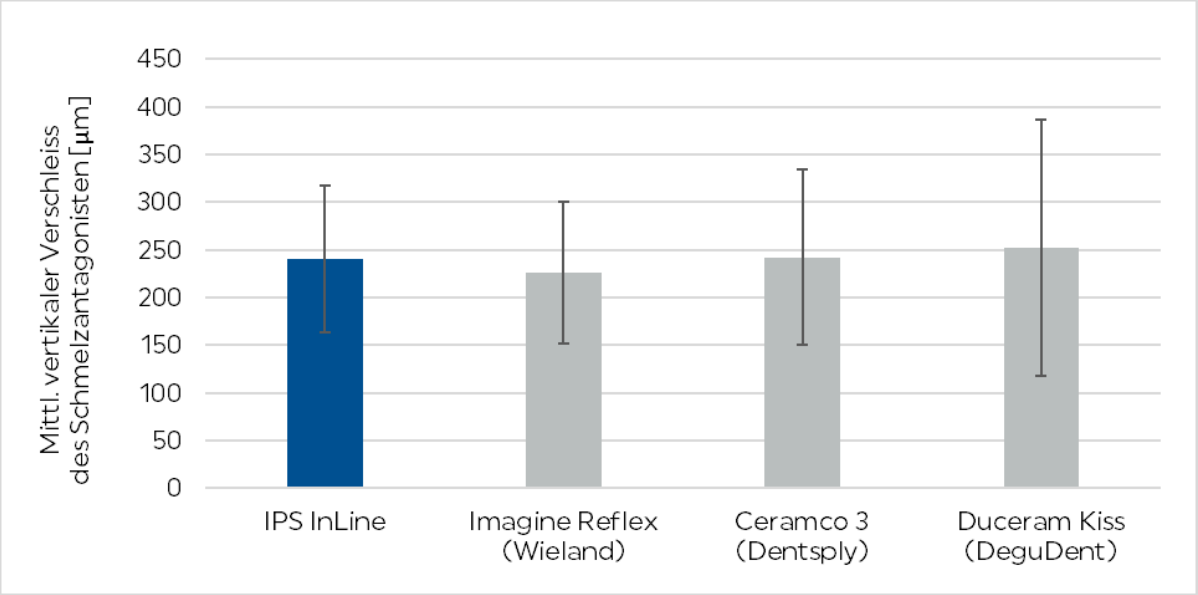


Abb. 19: Durchschnittlicher vertikaler Verschleiss von Schmelzantagonisten. F&E Ivoclar, 2005

Sowohl der Material- als auch der Antagonisten-Verschleiss von IPS InLine waren vergleichbar mit den Werten der Mitbewerberprodukte. Es gab keinen statistisch signifikanten Unterschied der Werte zwischen den Materialien.

5.6 Metall-Keramik-Verbund

Der Metall-Keramik-Verbund von IPS InLine in Kombination mit verschiedenen Legierungen wurde im Rahmen einer Diplomarbeit von Schnettger et al untersucht. Die Resultate wurden 2006 auch publiziert. Das Aufbrennen der Keramik auf die Legierungsprobekörper erfolgte mittels zweier Opakerbrände, zweier Dentinbrände und einem Glanzbrand. Zum Zeitpunkt der Studie waren die verwendeten Legierungen von Ivoclar Vivadent.

Untersuchung der Haftfestigkeit von Metallkeramik-Systemen [11]

Schnettger A, Zylla I, Kappert H., Dortmund/Osnabrück, Deutschland

Zielsetzung: Untersuchung des Verbundes zwischen IPS InLine und verschiedenen Legierungen.

Material und Methoden: Für die Beurteilung des Verbundes zwischen der IPS InLine-Metallkeramik und 31 Legierungen wurden drei Experimente durchgeführt. Die Verbundfestigkeit wurde mit Hilfe einer 3-Punkt-Biegeprüfung gemäss Schwickerath an sechs Standardprüfkörpern basierend auf EN ISO 9693 bestimmt. Aus der zu prüfenden Legierung wird ein Metallplättchen hergestellt und die Keramik aufgebrannt. Der Prüfkörper wird dann in einer Universalprüfmaschine mit abwärts gerichteter Kraft belastet (wie unten dargestellt).

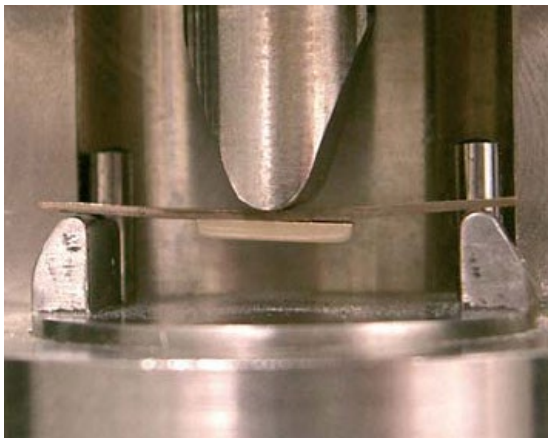


Abb. 20: Versuchsaufbau für die Verbundfestigkeitsmessung

Es wird die Kraft bestimmt, bei welcher es zu Abplatzungen/Rissbildung kommt. Dieser Wert kann dazu verwendet werden, die Stärke des Metallkeramikverbundes zu berechnen.

Ergebnisse: Die Ergebnisse in MPa für alle 31 Legierungen sind unten dargestellt.

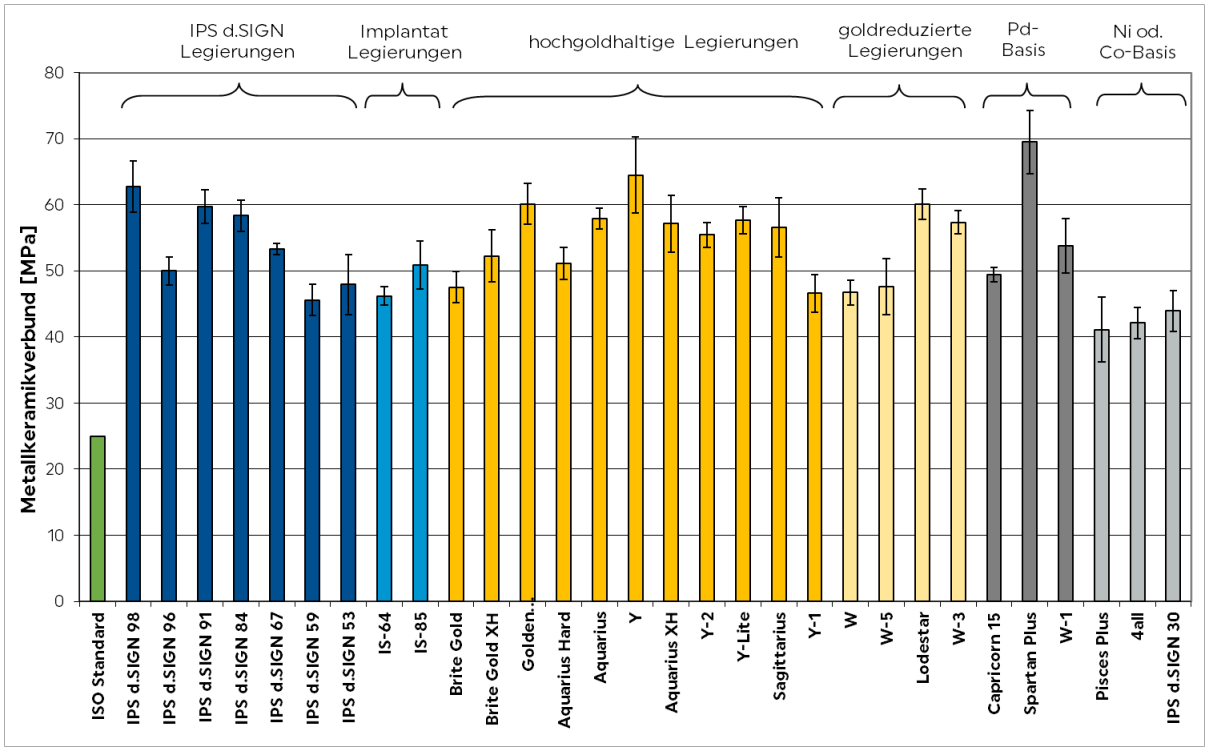


Abb. 21: Mittelwert und Standardabweichung der Metallkeramikverbundwerte von IPS InLine auf verschiedenen Legierungen (Anzahl Proben pro Legierung: n=6). [11]

Schlussfolgerungen: Der Metall-Keramik-Verbund aller geprüften Legierungen liegt weit über dem nach ISO 9693 geforderten Mindestwert von 25 MPa.

5.6.1 Metall-Keramik-Verbund mit Colado CAD CoCr4

IPS InLine ist auch in Kombination mit Legierungen in Scheibenform für die digitale Verarbeitung anwendbar. Unten sind die Ergebnisse der Verbundfestigkeits-prüfungen mit Colado CAD CoCr4-Disks und den Verblendmaterialien IPS InLine und IPS Style Ceram von Ivoclar dargestellt.

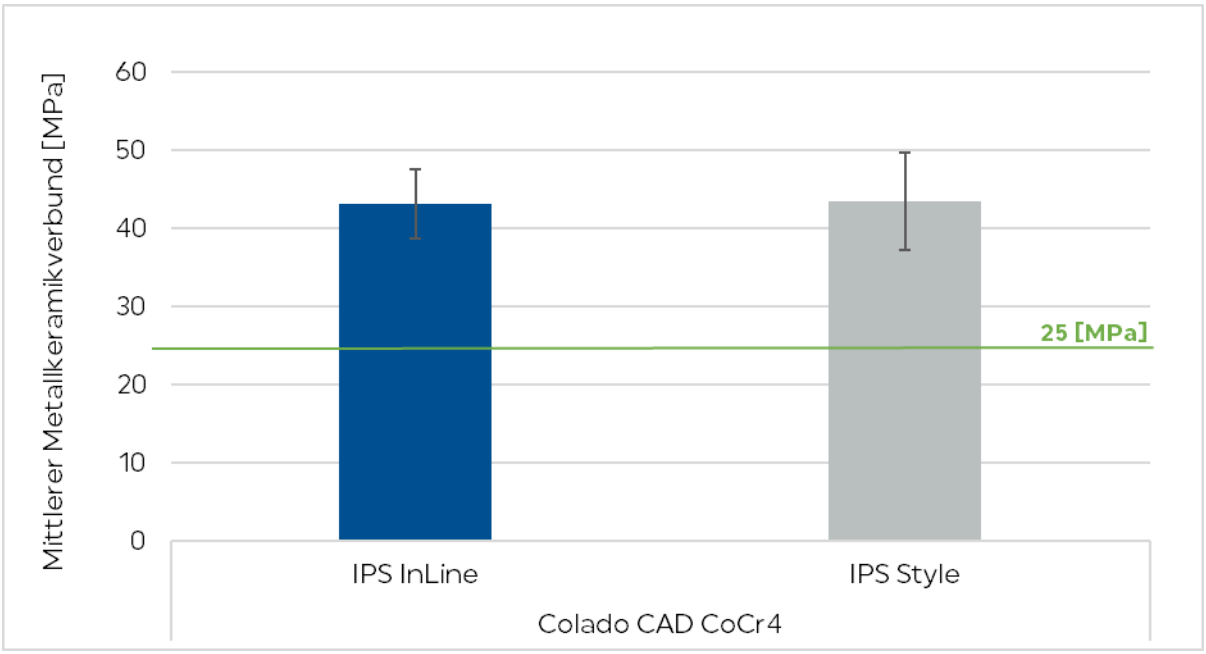


Abb. 22: Verbundfestigkeitsprüfungen (Schwickerath) mit Colado CAD CoCr4 und IPS InLine. F&E Ivoclar, 2017

Die Durchschnittswerte von 3 verschiedenen Batches (3 x n=6) der Kobalt-Chrom-Legierung, d.h. insgesamt 18 Probekörper pro Keramik, sind oben dargestellt. Der durchschnittliche Verbundfestigkeitswert mit IPS InLine lag bei 43.1 ± 4.5 MPa und jener von IPS Style bei 43.4 ± 6.2 MPa. Die gemäss EN ISO 9693-1 geforderten 25 MPa werden also von beiden Materialien weit übertroffen.

5.6.2 Metall-Keramik-Verbund auf wiedervergossenen Legierungen

Das Wiederaufschmelzen und Wiedervergiessen von edlen und unedlen Legierungen ist gängige Praxis in Dentallabors – hauptsächlich aus wirtschaftlichen Gründen und um Verschwendung zu verhindern. An der Ohio State University wurde der Einfluss des Wiedervergiessens auf den Metall-Keramik-Verbund untersucht. Beim Wiedervergiessen wurde in dieser Untersuchung entgegen der gängigen Praxis kein Mindestanteil von 50% neuer Legierung zugegeben.

Einfluss von wiedervergossenem Metall auf den Metall-Keramik-Verbund: Eine Force-to-Failure-Studie

Liu R, Johnston W M, Holloway J A, Brantley W A, Dasgupta T., Ohio State University, Columbus, Ohio, USA. [18]

Zielsetzung: Es wurde untersucht, ob bis zu dreimaliges Wiedervergiessen den Metall-Keramik-Verbund zwischen 3 Edelmetalllegierungen (Hochgold-, Gold-Palladium- und Palladium-Silber-Legierung) und IPS InLine beeinflusste.

Material und Methoden: IPS InLine wurde in Kombination mit verschiedenen Legierungen (früher Ivoclar) untersucht: Brite Gold XH (Au-Pt), W-5 (Au-Pd-Ag) und IPS d.SIGN 53 (Pd-Ag).

Die Legierungen wurden zu Metallplättchen vergossen und nach dem Oxidationsbrand wurde IPS InLine mittig auf das Plättchen aufgebrannt. Die Probenpräparation erfolgte auch beim zweiten und dritten Vergiessen der Legierung nach demselben Prinzip - ohne Zugabe von neuer Legierung. Jede der 9 Testgruppen umfasste 12 Proben. Die Bruchlast und die Verbundfestigkeitswerte wurden gemäss EN ISO 9693 ermittelt.

Ergebnisse:

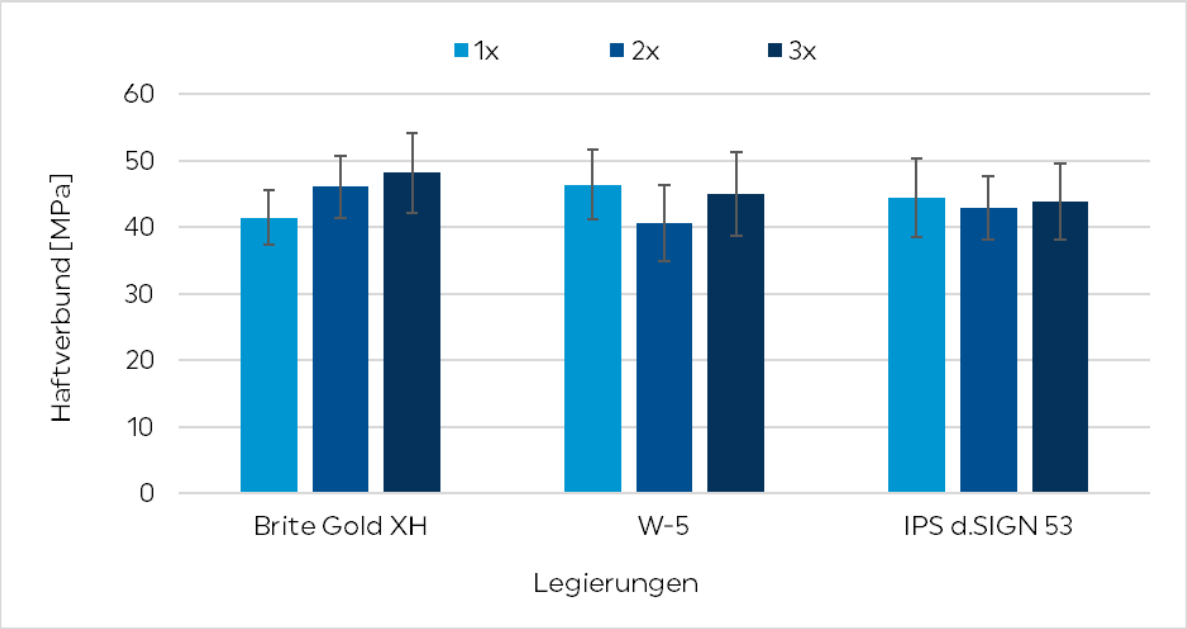


Abb. 23: Verbundfestigkeitswerte von IPS InLine auf ein- bis dreimal vergossenen Edelmetalllegierungen [18]

Die Durchschnittswerte für die Prüfkörpergruppen lagen zwischen 40,6 MPa und 48,2 MPa, und es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den 3 Legierungen nach dem ersten Vergiessen. In der Brite Gold XH-Gruppe war der Unterschied zwischen dem ersten und dem dritten Vergiessen signifikant, d.h. höher.

Schlussfolgerungen: Alle drei Edelmetalllegierungen zeigten eine befriedigende Verbundfähigkeit zu IPS InLine aller drei Güsse. Das wiederholte Vergiessen von W-5 und IPS d.SIGN 53 hatte keine signifikante Auswirkung auf den Metall-Keramik-Verbund. Bei Brite Gold XH waren die Verbundfestigkeitswerte nach dem dritten Vergiessen signifikant höher. Die Autoren vermuteten, dass das Wiedervergiessen die Oxidation der hochedlen Legierung erhöht haben könnte, was wiederum zu einer Verbesserung der Verbundfähigkeit führte. Die Verbundfestigkeitswerte aller Produkte lagen nach jedem Vergiessen weit über dem von der Norm geforderten Minimum von 25 MPa.

6 Klinische Untersuchungen

6.1 Systematische Reviews und Überlebensraten

Mehrere Reviews der klinischen Leistungsfähigkeit und Langlebigkeit von Metallkeramiken wurden durchgeführt. Die Überlebensraten sind üblicherweise konstant hoch. Für keramisch verblendete Metallkronen vermeldeten Reitemeier et al eine Überlebensrate von 88,8 % nach 8 Jahren und 77,3% nach 10 Jahren. [19] In einem systematischen Review schätzten Pjeturssen et al die Überlebensrate von implantatgetragenen Einzelkronen auf 98,3% nach 5 Jahren (basierend auf einer Meta-Analyse). [20] Sailer et al beschrieben eine Überlebensrate von 94,7% nach 5 Jahren für Metallkeramik-Kronen [21]

Leuzithaltige Verblendkeramiken werden seit vielen Jahren in Kombination mit Legierungen verwendet und ihr klinischer Erfolg ist gut dokumentiert. [22, 23] Das IPS InLine Metallkeramik-System ist ein bewährtes Standardprodukt in diesem Bereich. Der folgende Abschnitt beschreibt wichtige klinische (In-Vivo-)Untersuchungen mit den IPS InLine-Verblendmaterialien.

6.2 Klinische Leistungsfähigkeit von IPS InLine

Beurteilung der Ästhetik und klinischen Leistungsfähigkeit von metallkeramischen IPS InLine-Kronen und -Brücken auf unterschiedlichen Metallgerüsten [24]

Benelli L, Temperani M. Prato & Florenz, Italien

Zielsetzung: Untersuchung der klinischen Qualität von Einzelkronen und Brücken aus IPS InLine (auf unterschiedlichen Metallgerüsten) aus physikalischer, ästhetischer und biologischer Sicht.

Material und Methoden: In einer multizentrischen Studie wurden 32 Patienten mit 46 verschiedenen Restaurationen versorgt. Insgesamt wurden 92 Restaurationselemente (bestehend aus Einzelkronen und Brücken) auf unterschiedlichen Legierungsgerüsten untersucht. Die Veränderungen wurden qualitativ und quantitativ nach einer Woche, einem Monat, sechs Monaten und einem Jahr nach Eingliederung bewertet. Die Restaurationen wurden auf wurzelbehandelten und vitalen Zähnen befestigt. Zwei Befestigungszemente kamen zum Einsatz: Ketac Cem Automix Glasionomerzement/3M ESPE und das selbsthärtende Multilink Befestigungscomposite/Ivoclar. Für die Herstellung der Kronenkäppchen und Brückengerüste wurden vier unterschiedliche Metalllegierungen verwendet: hochgoldhaltig: IPS d.SIGN 98 / WAK 14,3, goldreduziert: W-5 / WAK 14,0, Palladium-Basis: Spartan / WAK 14,3 und Nichtedelmetall: IPS d.SIGN 30 / WAK 14,5. Die folgenden Kriterien wurden bewertet: Parodontalparameter (Blutung auf Sondierung und Plaqueindex), Prothetikparameter (Vorhandensein von Rissen, Adhäsionsverlust, Antagonistenverschleiss), und es wurde eine Röntgenuntersuchung durchgeführt. Diese Untersuchungen wurden bei Baseline, nach einer Woche und sechs Monate nach der Befestigung durchgeführt.

Ergebnisse: 46 Versorgungen in 32 Patienten (insgesamt 92 Restaurationselemente) wurden ein Jahr lang beobachtet. Die Verteilung der Versorgungen war wie folgt:

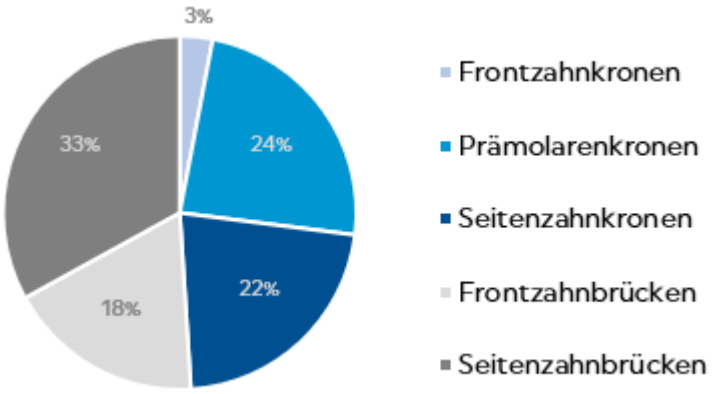


Abb. 24: Art der untersuchten IPS InLine Metallkeramik-Versorgungen [24]

Es wurden zwei 6-gliedrige, drei 5-gliedrige, zwei 4-gliedrige und vier 3-gliedrige Brücken eingesetzt. Die kumulierte Arbeitszeit belief sich auf 1440 Monate, was einer durchschnittlichen Arbeitszeit von 1 Jahr und 3,5 Monate (15,69 Monate) pro Element entsprach. Während der Studienzeit wurden keine Frakturen, Risse, Abplatzungen, Sekundärkaries, gingivale Pathologien oder übermässiger Verschleiss der Gegenbezahnung beobachtet. Alle Versorgungen zeigten optimale Approximalkontakte, eine glatte Oberfläche und optimale Gingivagesundheit, unabhängig davon, ob es sich um eine Versorgung von vitalen oder nicht-vitalen Zähnen handelte. Mit der IPS InLine-Verblendkeramik konnten ausgezeichnete ästhetische Ergebnisse erzielt werden. Ein Fall von Debonding bei einer adhäsiv befestigten Einzelkrone auf einem wurzelbehandelten Zahn mit Composite-Stumpfaufbau im Seitenzahnbereich wurde beobachtet. Die klinische Beurteilung war sehr vorteilhaft.

Schlussfolgerung: Die Autoren schlussfolgerten, dass die Eigenschaften der Keramik mit jenen der Legierungen sehr gut abgestimmt waren. Die klinische Bewertung war vorteilhaft und es wurden ausgezeichnete ästhetische Ergebnisse mit guter Beständigkeit gegen okklusale Belastungen und Oberflächenverschleiss erzielt.

Klinische Vergleichsstudie über 10 Jahre von mit Keramik oder Composite verblendeten Metallkronen. [25]

Bacher *H, Schweyen R, Olms C, Arnold C, Setz J, Hey J. Marti-Luther, Uni Halle-Wittenberg, Deutschland*

Zielsetzung: Klinischer Vergleich von mit Composite oder Keramik verblendeten metallgestützten Kronen.

Material und Methoden: Diese Studie wurde zwischen Mai 2006 und November 2017 durchgeführt. Mit IPS InLine verblendete Kronen dienten in dieser Studie als Kontrolle.

In 19 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 49 Jahren mit mindestens 2 benachbarten natürlichen, für die Überkronung geeigneten Zähnen wurden 64 Kronen aus hochedlen Legierungen eingesetzt. Es wurden zwei verschiedene Legierungen mit hohem Goldgehalt verwendet: IPS d.SIGN für die Keramikgruppe und Academy Gold für die Compositegruppe. Die nebeneinander liegenden Kronen wurden mit Keramik (IPS InLine) oder mit einem Composite-Verblendmaterial (SR Adoro/Ivoclar) verblendet. Letzteres Produkt ist nicht mehr erhältlich.

Die Nachuntersuchungen erfolgten bei Baseline (14 Tage nach der Befestigung), nach 6 Monaten, 18 Monaten, 30 Monaten, 42 Monaten und 10 Jahren. Dabei wurden die Kronen hinsichtlich mechanischer Defekte, Parodontalparameter und Verfärbungen untersucht. Kronen ohne mechanische Defekte wurden als erfolgreich betrachtet.

Ergebnisse: Die gesamte Patientenkohorte konnte bis zur Nachuntersuchung nach 30 Monaten untersucht werden. Bei der Nachuntersuchung nach 10 Jahren waren noch 15 Patienten verfügbar. Die Gesamtüberlebensraten nach 10 Jahren waren in beiden Gruppen hoch: 87,1 % bei den mit Keramik verblendeten Versorgungen und 87,9% bei den mit Composite verblendeten Kronen. Jedoch waren die Erfolgsraten unterschiedlich. In der Composite-Gruppe traten Defekte (grösstenteils Abplatzungen) früher auf als in der IPS InLine-Keramikgruppe und die Überlebensrate ohne mechanische Defekte (Erfolg) nach 10 Jahren betrug 83,9% für die Keramikgruppe und 51,5% für die Composite-Gruppe. Hinsichtlich der Parodontalparameter wurden keine signifikanten Unterschiede beobachtet, während die Verfärbungen in der Composite-Gruppe signifikant ausgeprägter waren.

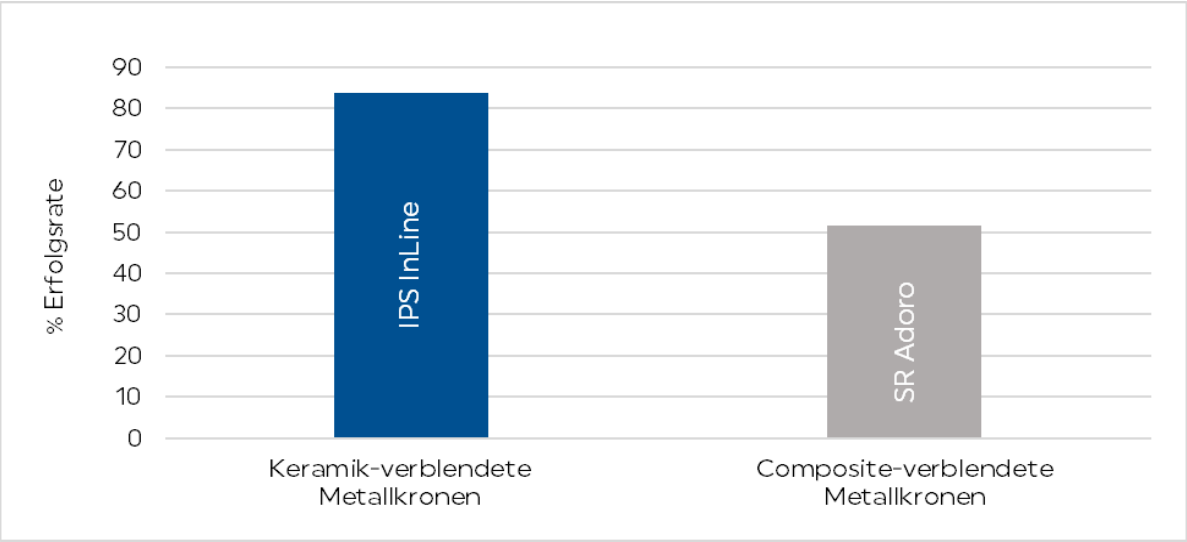


Abb. 25: Vergleich der Überlebensraten ohne mechanische Defekte (Erfolg) von mit Keramik oder Composite verblendeten Kronen nach 10 Jahren. [25]

Schlussfolgerungen: Die Überlebens- und Erfolgsrate nach 10 Jahren betrug für die mit IPS InLine hergestellte Keramikrestaurationen 87,1 % bzw. 83,9 %. Die Autoren schlossen daraus, dass die Verblendung mit Keramik weiterhin der Goldstandard für metallbasierte Kronen darstellt. Nach 10 Jahren war die Anzahl der Verfärbungen und mechanischen Defekte in der Composite-Gruppe signifikant höher als in der Keramik-Gruppe.

6.3 Klinischer Fall mit IPS InLine

Abb. 26: Klinischer Fall, in dem eine unästhetische Krone mit einer IPS InLine-Krone ersetzt wurde. F&E Ivoclar, 2004

Für den Ersatz einer übermässig opaken Metallkeramik-Krone auf Zahn 21 wurde eine Frontzahnkrone aus IPS InLine hergestellt. Die Krone wurde mit Metall-Primer vorbehandelt, getrocknet und adhäsiv auf dem Zahnstumpf, der labial mit einer Schulterpräparation versehen worden war, befestigt.

Die Bilder oben zeigen deutlich die Verbesserung der Ästhetik, die mit der IPS InLine-Metallkeramik-Krone erzielt werden konnte.

7 Biokompatibilität

Biokompatibilität wird als die Fähigkeit eines Stoffes oder Materials beschrieben, mit lebenden Systemen in Kontakt zu kommen, ohne diese negativ zu beeinflussen. Bei der Entwicklung von neuen Produkten strebt Ivoclar danach, bekannte Rohmaterialien zu verwenden, die sich *in vivo* bereits als sicher erwiesen haben, um das Biokompatibilitätsrisiko gleich von Beginn an zu minimieren.

Keramikwerkstoffe, die in der Zahnheilkunde angewendet werden, sind äusserst beständig gegenüber Säuren und Korrosion und werden deshalb als sehr biokompatibel eingestuft. [26] Die in der Mundhöhle herrschenden Bedingungen und Veränderungen (pH- und Temperaturänderungen) führen zu keiner Auflösung der Bestandteile von Dentalkeramiken. Dennoch können mechanische Zerstörung und chemische Reaktionen (Erosion) theoretisch negative Auswirkungen auf Keramik-Bestandteile haben. Mechanischer Verschleiss jedoch hat keinen Einfluss auf die Biokompatibilität, da die Fragmente nicht lange im Mund/Körper verbleiben und sich die Zusammensetzung der Keramik nicht verändert, wenn kleine Stücke abbrechen. Chemische Reaktionen und die damit einhergehende Auflösung von Bestandteilen könnten theoretisch ebenfalls zu Problemen führen. Die Zusammensetzung von Dentalkeramiken ist jedoch biologisch harmlos, und die Menge an aufgelöstem Material wäre so gering, dass sie in Bezug auf Biokompatibilität kein Risiko darstellt.

Normen für Medizinprodukte

Medizinprodukte unterliegen strengen Vorschriften, welche dazu bestimmt sind, Patienten und Anwender vor potenziellen biologischen Risiken zu schützen. Die ISO-Norm 10993 "Biologische Beurteilung von Medizinprodukten" definiert, wie die biologische Sicherheit eines Medizinprodukts zu bewerten ist. Ausserdem ist die ISO-Norm 7405 "Zahnheilkunde - Beurteilung der Biokompatibilität von in der Zahnheilkunde verwendeten Medizinprodukten" und ein Standard-Risikomanagement gemäss ISO 14971 "Medizinprodukte - Anwendung des Risikomanagements auf Medizinprodukte" wichtig für Dentalmaterialien. ISO 6872: Zahnheilkunde – Keramische Werkstoffe beschreibt ebenfalls, wie die *Untersuchung der chemischen Löslichkeit* von Keramikmaterialien durchzuführen ist.

Die Biokompatibilität der IPS InLine-Massen wurde basierend auf diesen Normen untersucht. Diese Untersuchungen umfassten verschiedene Tests und eine Literatursuche in relevanten Datenbanken.

Chemische Beständigkeit

Dentalwerkstoffe sind im Mund unterschiedlichen pH-Werten und Temperaturen ausgesetzt (durch Essen und Trinken). Die chemische Beständigkeit ist daher eine Voraussetzung für alle Dentalmaterialien. Gemäss Anusavice zählen Keramiken zu den beständigsten Dentalmaterialien überhaupt. [26]

Die chemische Löslichkeit (getestet in 4 %iger Essigsäure) soll gemäss ISO 6872 < 100 µg/cm² Verlust der Gesamtmasse betragen:

IPS InLine-Produkt	Chemische Löslichkeit [µg/cm²]	Grenzwert gemäss Norm [µg/cm²]
IPS InLine System Opaquer **IPS InLine Gingiva Opaquer**	28	< 100
IPS InLine System Powder Opaquer **IPS InLine System Intensive Powder Opaquer** **IPS InLine Gingiva Powder Opaquer**	28	
IPS InLine Margin	23	
IPS InLine Deep Dentin	12	
IPS InLine One Dentcisal	12	
IPS InLine Dentin	12	
IPS InLine Incisal **IPS InLine Transpa Incisal**	12	
IPS InLine Cervical Incisal **IPS InLine Cervical Dentin** **IPS InLine Occlusal Dentin** **IPS InLine Mamelon Masse** **IPS InLine Transpa** **IPS InLine Gingiva** **IPS InLine Intensiv Gingiva**	12	
IPS InLine Opal Effect	10	
IPS InLine Add-On	10	
IPS InLine Margin Add-On	12	
IPS InLine System Add-On 690 °C*)	20	

Tabelle 2: Chemische Löslichkeit von IPS InLine-Produkten, *F&E Ivoclar*

Die chemische Löslichkeit von IPS InLine-Produkten liegt weit unter dem Grenzwert der relevanten Norm.

Zytotoxizität / Irritation

Als Teil der biologischen Beurteilung wurde die In-Vitro-Zytotoxizität von IPS InLine mit Hilfe eines XTT-Assays untersucht. Unter den gewählten Versuchsbedingungen hat keine der getesteten Proben zytotoxisches Potenzial. Diese Ergebnisse liegen auch der Schlussfolgerung, dass das Risiko von potenzieller Irritation oder intrakutanen Auswirkungen sehr niedrig ist, zugrunde.

Radioaktivität

Bedenken hinsichtlich einer potenziellen Radioaktivität von Dentalkeramiken gehen auf die 1970er Jahre zurück, als noch kleine Mengen radioaktiver Fluoreszenzstoffe[27, 28] in zahlreichen Metallkeramik-Systemen verwendet wurden. Daher wurden in den Keramiknormen (EN ISO 6872; EN ISO 9693; ISO 13356) radioaktive Zusätze verboten und eine maximal tolerierbare Radioaktivität für Keramikmaterialien festgelegt.

Der Radioaktivität von IPS InLine wurde mit Hilfe von γ-Spektrometrie für die Nuklide ^{238}U und ^{232}Th gemessen. In allen Messungen war die Radioaktivität weit unter dem festgelegten Grenzwert von 1.0 Bq/g

Prüfverfahren und Zusammenfassung

Für die IPS InLine-Materialien wurden zahlreiche Biokompatibilitätsuntersuchungen durchgeführt, einschliesslich Zytotoxizitäts- (potenzielle Zellschäden) und Genotoxizitätsuntersuchungen (Potenzial, genetisches Material zu zerstören /verändern). Testkörper aus IPS InLine wurden im fertigen (glaskeramischen) Zustand untersucht, da dies dem Zustand im Patienten entspricht. Auf Basis der biologischen Beurteilung der Produkte und der langjährigen weltweiten klinischen Anwendung dieser und ähnlicher Materialien kann Folgendes geschlussfolgert werden:

- Extrakte von IPS InLine sind nicht zytotoxisch.
- IPS InLine hat ein sehr geringes Sensibilisierungspotenzial.
- IPS InLine ist nicht reizend.
- IPS InLine birgt kein Risiko für akute, subakute, subchronische oder chronische Toxizität.
- IPS InLine ist nicht genotoxisch.
- IPS InLine ist nicht krebserregend.
- IPS InLine zeigt vernachlässigbare Radioaktivität.

8 Schlussfolgerung

Dentalkeramiken sind weitgehend bio-inert und zeigen eine ausgezeichnete Biokompatibilität. Allergische Reaktionen sind sehr selten. Das grösste Gefahrenpotenzial einer Keramik besteht für den Zahntechniker durch das häufige Beschleifen (eher vernachlässigbar für den Zahnarzt). Dadurch wird mineralischer Feinstaub freigesetzt, welcher nicht eingeatmet werden sollte. Durch das Arbeiten mit normaler Absaugung und Staubmaske kann dieses potenzielle Risiko jedoch weitgehend vermieden werden. Für den Zahnarzt besteht beim Umgang mit der fertigen Keramikrestauration kaum ein Risiko und das biologische Risiko für den Patienten ist aussergewöhnlich niedrig.

Aufgrund der vorhandenen Daten und dem heutigen Wissensstand kann festgehalten werden, dass die IPS InLine-Materialien weder für Patienten noch für das Zahnarztteam ein toxikologisches Risiko darstellen. Die IPS InLine-Metallkeramiken stellen die orale Ästhetik und Kaufunktion wieder her. Der Nutzen für die Patienten überwiegt voraussichtlich alle potenziellen Risiken.

9 Literatur

1 Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain fused to gold restorations. J Prosthet Dent 1984; 51: 338-42

2 Leempoel PJB, Eschen S, De Haan AFJ, Van't Hof MA. An evaluation of crowns and bridges in a general private practice. J Oral Rehabil 1985; 12: 515-28

3 Anusavice K. Recent developments in restorative dental ceramics. JADA 1993; 124: 72-84

4 Anusavice KJ, Phillips' Science of Dental Materials. Eleventh Edition. 2003

5 Weinstein M, Katz S, Weinstein A B. Porcelain covered metal-reinforced teeth US Patent No. 3, 052,983 Sept 11, 1962

6 Weinstein M, Weinstein AB. Fused porcelain to metal teeth. US Patient No. 3,052,982 Sept 11, 1962

7 Asgar K, Casting metals in dentistry: past-present-future. Adv Dent Res 1998; 2 (1):33-43

8 Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc 2000; 131 Suppl: 47S-51S.

9 Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 2012: 13th edition

10 Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont 2009; 18(2): 188-94

11 Schnettger A, Zylla I, F. Kappert H. Prüfung der Verbundfestigkeit metall-keramischer Systeme. Quintessenz Zahntechnik 2006; 32: 732-738

12 Claus H. Die Bedeutung des Leuzits für die Dentalkeramik. ZWR 1981; 90: 44-46

13 Ternary plot. Wikipedia Foundation, last modified May 25, 2023. https://en.wikipedia.org/wiki/Ternary_plot

14 Mrazova M, Klouzkova A. Leucite porcelain fused to metals for dental restoration. Ceramics. Ceramics - Silikaty 2009; 53, 3: 225-230

15 Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. J Prosthodont Res 2014; 58(4): 208-16

16 Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? J Am Dent Assoc 2011; 142(6): 668-71

17 Sinmazisik G, Ovecoglu ML. Physikalische Eigenschaften und mikrostrukturelle Charakterisierung von Dentalkeramiken gemischt mit destilliertem Wasser und Modellierflüssigkeit. Dent Mater 2006; 22: 735-745

18 Liu R, Johnston W M, Holloway J A, Brantley W A, Dasgupta T. The effect of metal recasting on porcelain-metal bonding: a force-to-failure study. J Prosthet Dent 2010; 104 (3): 165-172

19 Reitemeier B, Hänsel K, Kästener C, Weber A, Walter MH. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. J Prosthet. Dent 2013; 109: 149-155

20 Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates zirconia ceramic and metal ceramic single crowns. Clin Oral Implants Res 2018; 16: 199-214

21 Sailer I, Makarov NA, Thoma DS. Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) ? A systematic reviewer of the survival and complication rates: Part 1 Single crowns (SCs). Dent Mater 2015; 31: 603-623

22 Kataoka S. Das naturkonforme Cut-back - Basis jeder harmonischen Farbwirkung. Dent Labor 1995; 43: 201-210

23 Brix O. Orale Harmonie durch Teamwork - Der sichere Weg zum natürlichen Ergebnis. Quintessenz Zahntech 1998; 24: 583-593

24 Benelli L, Temperani M. Evaluation of the aesthetic quality and clinical performance of metal-ceramic IPS InLine crowns and bridges on different metal frameworks. External report for Ivoclar Vivadent AG incorporated into Special Update Report on Metal Ceramics Jan 2006. Data on file

25 Bacher H, Schweyen R, Olms C, Arnold C, Setz J, Hey J. 10-Year Clinical Comparative Study of Ceramic and Composite Veneered Metal Crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2021; 29: 182-192

26 Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992; 6: 82-89

27 Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. British Dental Journal 1974; 136: 101-106

28 Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 1976; 31: 860

29 Schnettger A. Prüfung der Verbundfestigkeit metall-keramischer Systeme. 2005. Diploma Thesis. Data on file

Wir stehen nicht für die Genauigkeit, den Wahrheitsgehalt oder die Zuverlässigkeit der von Dritten stammenden Informationen ein. 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 pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG
Forschung und Entwicklung
Wissenschaftlicher Dienst
Bendererstrasse 2
9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Joanna-C. Todd, Petra Bühler-Zemp
Ausgabe: September 2023
Übersetzung vom E: August/September 2023
Ersetzt Ausgabe: Oktober 2010