

IPS Style®



Wissenschaftliche Dokumentation

ivoclar
vivadent
passion vision innovation

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	3
2	Materialbeschreibung	5
2.1	Grundlagen der Werkstoffkunde dentalkeramischer Materialien	5
2.1.1	Grundrohstoffe	5
2.1.2	Glas und Keramik – Glaskeramik	7
2.1.3	Glaskeramikerstellung – Volumenkristallisation und Oberflächenkristallisation	8
2.1.4	Ausbildung des Sintergefüges durch Vitrifizierung	11
2.2	Metall-Keramik-Verbund	13
2.3	Werkstoffkunde zu IPS Style und IPS Ivocolor	14
2.3.1	IPS Style und die Funktionen von Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit	14
2.3.2	Metall-IPS Style-Verbund und Transluzenz	16
2.3.3	IPS Ivocolor	17
3	Technische Daten	18
3.1	IPS Style	18
3.2	IPS Ivocolor	20
4	Charakteristische Werkstoffeigenschaften von IPS Style	21
4.1	Untersuchung des glaskeramischen Gefüges von IPS Style	21
4.1.1	IPS Style Ceram Powder Opaquer 870	22
4.1.2	IPS Style Ceram Margin	23
4.1.3	IPS Style Ceram Dentin	24
4.1.4	IPS Style Ceram Incisal	25
4.2	Normeigenschaften von IPS Style gemäss ISO 6872:2015	26
4.2.1	Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit von IPS Style-Schichtmassen	26
4.2.2	Thermische Kenngrössen von IPS Style-Schichtmassen	26
4.3	Farbstabilität von IPS Style bei Mehrfachbränden	27
4.4	Qualitative Betrachtung der Schwindung und Benetzung von IPS Style	29
5	Biokompatibilität	31
5.1	<i>In vitro</i> -Untersuchungen zur Biokompatibilität	31
5.1.1	Zytotoxizität	31
5.1.2	Genotoxizität	32
5.1.3	Sensibilisierung, Irritationswirkung oder akute systemische Toxizität	32
5.2	Radioaktivität	32
5.3	Chemische Löslichkeit	33
5.4	Referenzen Biokompatibilität	33
6	Referenzen	35

1 Einleitung

IPS Style® ist ein innovatives Keramiksysteem zur Herstellung von metallkeramischen Restaurationen – von der Frontzahnkrone bis zur mehrgliedrigen Brücke.

Grundlage für IPS Style sind neu entwickelte Glaskeramiken, die Leuzit-, Fluorapatit- und Oxyapatit-Kristalle enthalten. Diese ermöglichen die Herstellung von Restaurationen mit hoher Brennbarkeit, optimiertem Schrumpfung und natürlich wirkender Ästhetik.



Für die **klassische Verblendtechnik** steht mit **IPS Style Ceram**, eine hochästhetische Metallkeramik mit Leuzit-, Fluorapatit- und Oxyapatit-Kristallen, für individuelle Gestaltungsmöglichkeiten und grenzenlose Kreativität zur Verfügung.



Als **Einschichtkeramik** bietet **IPS Style Ceram One**, abhängig von der jeweiligen Patientenanforderung, die passende Option für schnelles und unkompliziertes Schichten.



IPS Ivocolor ist ein **universelles Malfarben- und Glasursortiment** für die individuelle Bemalung und Charakterisierung von keramischen Werkstoffen. Das Produktsortiment ist auf die Schicht-, Press- und CAD-Keramiken aus dem Hause Ivoclar Vivadent und auf die Zirkoniumoxide von Wieland Dental abgestimmt. Es ermöglicht eine Anwendung unabhängig vom Wärmeausdehnungskoeffizienten der Keramik.

Systemkonzept:



Indikation:

IPS Style

- Klassische Mehrschicht-Verblendkeramik für die gängigsten Dental-Legierungen (einschliesslich Galvano) im WAK-Bereich von $13,8\text{--}15,2 \times 10^{-6}/\text{K}$ (25–500°C)
- Einschicht-Verblendkeramik für die gängigsten Dental-Legierungen (einschliesslich Galvano) im WAK-Bereich von $13,8\text{--}15,2 \times 10^{-6}/\text{K}$ (25–500°C) (IPS Style Ceram One)
- Veneers auf feuerfestem Stumpfmateral (nur IPS Style Ceram)
- Charakterisierung mit IPS Ivocolor Shade und Essence Malfarben
- Glasieren mit IPS Ivocolor Glaze

IPS Ivocolor

- Bemalung bzw. Charakterisierung und Glasur keramischer Werkstoffe von Ivoclar Vivadent und Wieland Dental:
 - ✓ Verblendkeramiken
 - ✓ Presskeramiken
 - ✓ Fräskeramiken
 - ✓ Zirkoniumoxid (Gerüst und vollanatomisch)

Kontraindikation:

IPS Style

- Bruxismus
- Verblenden von Titan- und Zirkoniumoxid-Gerüsten
- Alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikationen aufgeführt sind

IPS Ivocolor

- IPS Ivocolor ist kontraindiziert für alle weiteren Anwendungen, die nicht als Indikation aufgeführt sind
- IPS Ivocolor ist nicht geeignet für die Bemalung, die Charakterisierung und die Glasur von teilkristallisierten IPS e.max® CAD-Restaurationen (im blauen Zustand), sowie für die IPS e.max® CAD Veneering Solutions

2 Materialbeschreibung

Bereits seit der Urzeit weiss die Menschheit um den medizinischen und ästhetischen Nutzen von Zahnersatz. Schon vor mehr als 3500 Jahren versuchten die alten Ägypter Lücken im Gebiss zu schliessen. Dazu fertigten sie Zähne aus dem Holz des Maulbeerfeigenbaumes, die mit Golddraht an Nachbarzähnen befestigt wurden. Die Etrusker fertigten nach diesem Prinzip mit Rinderzähnen ästhetischeren Zahnersatz. Bis Anfang des 19. Jahrhunderts wurden für die Herstellung von Zahnersatz, neben Elfenbein auch natürliche menschliche Zähne verwendet, die auf den Schlachtfeldern dieser Zeit gezogen wurden (Waterloo-Zähne). Die ersten Porzellanzähne wurden 1709 entwickelt. Es dauerte aber noch bis 1837, bis endlich die industrielle Fertigung von Porzellanzähnen in England begann. Mit der Herstellung der ersten Kautschuk/Porzellanzahnprothese (1846) wurde schliesslich ein neuer Zeitabschnitt in der prothetischen Zahnversorgung eingeleitet [1; 2]

Keramische Materialien verfügen, bedingt durch ihre Sprödigkeit und Bruchanfälligkeit, über eine begrenzte Einsatzfähigkeit als dauerhafter Zahnersatz. Deshalb wurden bereits ab 1733 Versuche unternommen, um diese Einschränkung durch den Einsatz von Metallgerüsten zu umgehen. Erst Anfang der 1960er wurde Metallkeramik durch den patentierten Einsatz von Goldlegierungen für Porzellanbindung in der restaurativen Zahnmedizin zugänglich. Bis heute hat sich die Palette der verfügbaren Legierungen stark erweitert und auch edelmetallfreie Legierungen sind erhältlich [3].

2.1 Grundlagen der Werkstoffkunde dentalkeramischer Materialien

2.1.1 Grundrohstoffe

Um Zahnersatz auf einem hohen ästhetischen und funktionellen Niveau herstellen zu können, werden Materialien benötigt, die vielfältige Eigenschaften aufweisen müssen. Einerseits müssen sie zahnähnliche optische Eigenschaften (Farbe und Transluzenz) haben, und andererseits müssen sie biokompatibel sein. Für den oralen Einsatz muss der Einstellung der Härte, Elastizität, Festigkeit sowie des Abriebs besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden. Diese vielfältigen Anforderungen werden in Glaskeramiken vereinigt.

Klassische Dentalkeramiken werden vom Porzellan abgeleitet, sie haben allerdings eine andere Zusammensetzung. Ihnen gemeinsam sind die drei Hauptkomponenten Feldspat, Quarz und Kaolin (auch Tonmineralsubstanz oder Tonerde genannt). Wie in Abbildung 1 deutlich wird, unterscheiden sich Dentalkeramiken von den Porzellanen drastisch in den Konzentrationen dieser drei Komponenten. Während Kaolin mit etwa 40 - 70 Gew.% die zentrale Komponente der Porzellanzusammensetzung ist, so wird dieses Tonmineral, wenn überhaupt, nur noch in äusserst geringen Konzentrationen in Dentalkeramiken eingesetzt. In letztgenannten ist Feldspat die zentrale Komponente. Folglich ist der häufig in Zusammenhang mit künstlichen Zähnen und Verblendmaterialien benutzte Begriff - Porzellan - nicht sinnvoll. Der Unterschied zum Porzellan wird immer deutlicher, je stärker der Feldspatanteil steigt und der Kaolinanteil entsprechend sinkt. Durch diese Verhältnisanpassung wird der Charakter der Keramik immer glasartiger [3].

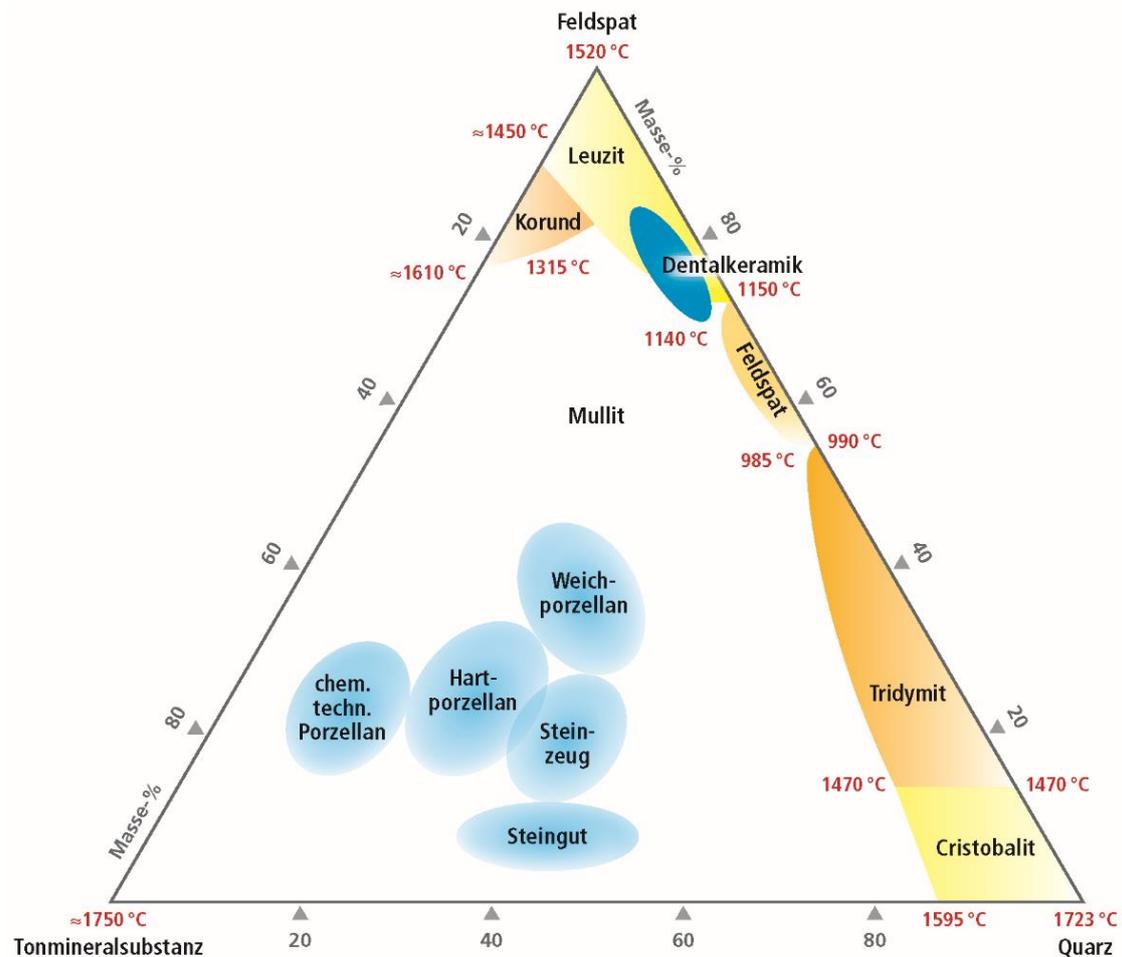
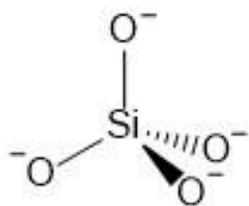


Abbildung 1: Dreistoffdiagramm Tonerde-Feldspat-Quarz mit der typischen Zusammensetzung einiger Keramikprodukte [nach [3]].

Die drei Grundstoffe haben in der Keramikmasse bestimmte Funktionen. So ist *Kaolin* für die Formbarkeit und Plastizität der Masse verantwortlich. Für dentalkeramische Massen ist es aber aufgrund seiner zu geringen mechanischen Festigkeit unbedeutend. Durch Zugabe von *Quarz*, einem der weitverbreitetsten Mineralien, wird der Anteil der Glasphase erhöht. In der Natur kommt der kristalline Quarz (SiO_2) in diversen Modifikationen vor. Der für Dentalkeramiken verwendete Rosenquarz wird in sehr hoher Reinheit benötigt, da etwaige Verunreinigungen (Metalloxide) die Produktqualität beeinflussen können. Quarz dieser Qualität wird vorwiegend in Schweden oder Norwegen abgebaut. Auch die zentrale Komponente der Dentalkeramiken, *Feldspat*, kommt in entsprechender Qualität in Lagerstätten in Norwegen vor. Feldspat gehört zur Gruppe der Gerüstsilikate. Diese sind aus einem räumlichen Netzwerk aus SiO_4 -Tetraedern (Abbildung 2 und Abbildung 3) aufgebaut. Einige der Siliziumionen (Si^{4+}) werden in den Tetraedern durch Aluminiumionen (Al^{3+}) ersetzt. Der Ausgleich der resultierenden negativen Ladungen der Sauerstoffionen erfolgt durch unterschiedliche Kationen (z. B. Natrium, Kalium). So entstehen Mischkristalle mit unterschiedlicher Zusammensetzung:



Name	Mineral	Zusammensetzung
Natronfeldspat	Albit	NaAlSi ₃ O ₈
Kalifeldspat	Orthoklas	KAlSi ₃ O ₈
Kalkfeldspat	Anorthit	CaAl ₂ Si ₂ O ₈

Abbildung 2: Links: $[\text{SiO}_4]^{4-}$ - Tetraeder, Grundeinheit der Gerüstsilikat-Netzwerke. Rechts: Tabelle typischer Vertreter der Feldspäte.

Die Eigenschaften der Feldspäte sind stark von ihrer Zusammensetzung abhängig. So kommt es beim Schmelzen von Kalifeldspat ($\sim 1150^\circ\text{C}$) zur Ausscheidung von Leuzitkristallen (KAlSi_2O_6). Durch die höhere Schmelztemperatur des Leuzits (1520°C) haben Dentalkeramiken eine gute Standfestigkeit und die modellierten Objekte bleiben auch bei hohen Brenntemperaturen in Form. Die Leuzitbildung ist auch für eine Erhöhung des Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) und für eine Verbesserung der mechanischen Festigkeit verantwortlich.

Da es schwierig ist, einen natürlichen Rohstoff in konstanter Qualität und den benötigten Mengen für die industrielle Produktion zu beziehen, werden diese Ausgangsmaterialien bereits synthetisch hergestellt. Die Vorteile dieser feldspatfreien Dentalkeramiken liegen ganz klar in der gleichbleibenden Qualität und der Fehlervermeidung durch Abwesenheit natürlicher Verunreinigungen [3],[4].

2.1.2 Glas und Keramik – Glaskeramik

Bei Dentalkeramiken wird häufig nur von „Keramiken“ gesprochen, auch wenn es sich streng genommen dabei neben reinen Keramiken auch um Gläser und Glaskeramiken handeln kann.

Glas ist ein amorphes Material, bei denen die $[\text{SiO}_4]^{4-}$ -Tetraeder (siehe Abbildung 2) dreidimensional ungeordnet vernetzt sind. Ihre Atome verfügen nur über eine Nahordnung und keine Fernordnung (Abbildung 3 a).

Keramiken hingegen verfügen sowohl über Nah- als auch Fernordnung (Abbildung 3 b), sie haben eine geordnete kristalline Struktur [5].

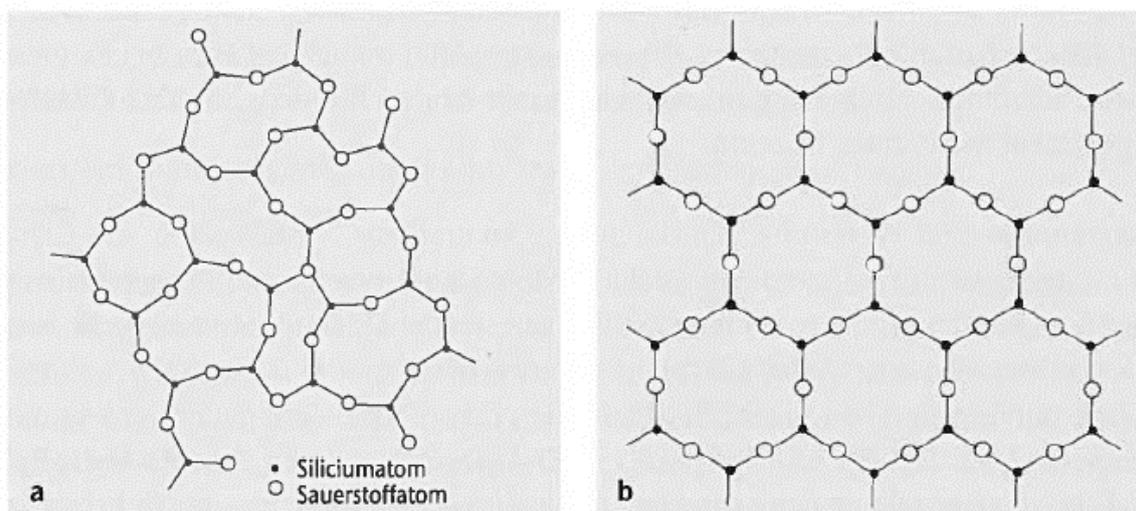


Abbildung 3: Amorphe Glasstruktur (a) und kristalline Struktur der Keramik (b) [5].

Aus den Definitionen von Glas und Keramik lässt sich der Charakter der *Glaskeramik* ableiten, dem Werkstoff, aus dem viele Dentalkeramiken bestehen [5]. Glaskeramiken (Abbildung 4) verfügen über Glasphasen (amorphe Bereiche) und Kristallphasen (kristalline Bereiche). Von jeder Phasenart muss mindestens eine vorhanden sein, es können aber auch mehrere kristalline als auch amorphe Phasen koexistieren. Mit Hilfe unterschiedlicher Kristallarten lassen sich definierte Eigenschaften einstellen. So kann durch die gezielte Ausscheidung von Leuzit der Ausdehnungskoeffizient erhöht werden bzw. durch Fluorapatit die Transmission der Glaskeramik eingestellt werden. Durch die sich treffenden Kristalle entstehen Korngrenzen, die als Hindernis für entstehende Risse fungieren und so die mechanische Festigkeit der Glaskeramik verbessern.

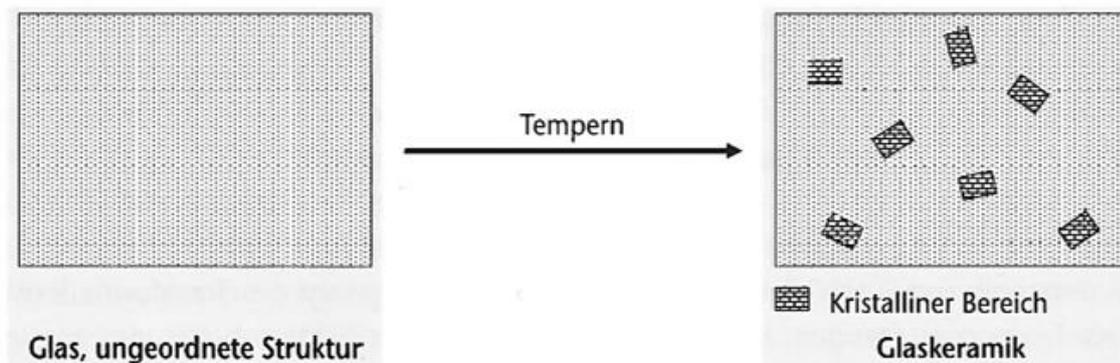


Abbildung 4: Entstehung einer Glaskeramik durch gesteuerte Kristallisation aus amorphem Glas [5].

Die meisten Glaskeramiken werden aus gemahlene Grundgläsern durch gesteuerte Kristallisation während komplexer Temperprozesse hergestellt. Die Herstellung von Glaskeramiken kann durch zwei verschiedene Mechanismen erfolgen. Die gesteuerte Keimbildung und Kristallisation kann einerseits im Volumen (*Volumenkristallisation*) stattfinden oder durch tribochemische Oberflächenaktivierung (*Oberflächenkristallisation*). Welcher Mechanismus stattfindet, hängt von den Ausgangsstoffen bzw. der entstehenden Kristallart ab. Auf beide Mechanismen soll im Folgenden etwas genauer eingegangen werden [6; 7].

2.1.3 Glaskeramikherstellung – Volumenkristallisation und Oberflächenkristallisation

Die Entstehung von Kristallen im Glas war bereits vor den Anfängen der gesteuerten Kristallisation ein Thema in der Glasherstellung. Kommt es innerhalb der Glasmatrix zur unkontrollierten Entstehung von Kristallen, so spricht man von Entglasung (*Devitrifikation*). Dieser Vorgang ist in den meisten Fällen unerwünscht. Die so erhaltenen Produkte erscheinen trüb und durch das unkontrollierte Kristallwachstum (Kristalle inhomogen verteilt, unterschiedliche Größe) entstehen Verspannungen im Glas, die zu einer hohen Bruchanfälligkeit führen. Durch immer bessere Kenntnisse der Mechanismen der Kristallisation war es schliesslich möglich, diesen Vorgang auf gesteuertem Wege ablaufen zu lassen und so Glaskeramiken mit definierten Eigenschaften herzustellen.

Die Kristallbildung in Glaskeramiken läuft in zwei voneinander getrennten oder überlagerten Prozessen ab, der Keimbildung und dem Kristallwachstum. Für einen idealen Verlauf der gesteuerten Kristallisation müssen sehr schnell Keime einheitlicher Größe, in der Dimension weniger Nanometer, gebildet werden. Diese wachsen schliesslich zu homogen verteilten gleichförmigen Kristallen heran.

Die *Volumenkristallisation* kann durch eine geeignete chemische Zusammensetzung spezieller Grundgläser und Zusätze sowie eine passende Temperaturführung initiiert und gesteuert werden. Die Bildung von nanoskaligen amorphen und kristallinen Phasen kann durch eine sogenannte Entmischung erfolgen. Dabei bilden sich Tröpfchen- und Matrixphasen unterschiedlicher Zusammensetzung. In den Tröpfchen (blaue Kugeln in Abbildung 5 a und c) konzentrieren sich alle Bestandteile, die zur Bildung von stabilen chemischen Verbindungen (Keimen/Kristallen) benötigt werden. Während des Wachstums der Mikrophasen werden Verbundstrukturen (Abbildung 5 b) durchlaufen, die eine Vergrößerung der ursprünglich gebildeten Tröpfchen bis zu einer Gleichgewichtsgrösse ermöglichen. Innerhalb der Tröpfchen müssen die einzelnen Keimbestandteile nur sehr kurze Wege zurücklegen, um zueinander zu gelangen und so einen Keim aufzubauen. Deshalb kann die Keimbildung sehr schnell erfolgen und es entstehen Keime einheitlicher Grösse. Um die Tröpfchen entsteht eine Hülle, die eine Grenze zur umgebenden Glasmatrix darstellt. Sie schliesst einerseits die Keimbestandteile ein und begrenzt andererseits das Wachstum der entstehenden Kristalle [8].

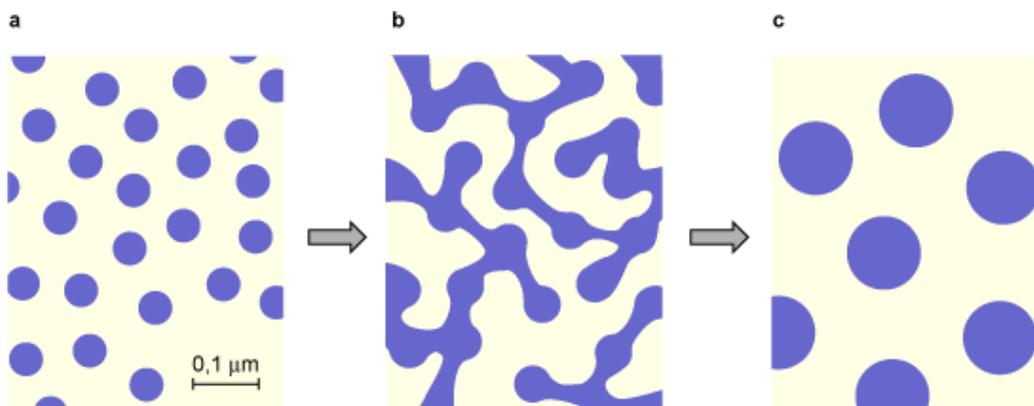


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Wachstums von tropfenförmigen Entmischungen (blau) in der Glasmatrix (gelb) [9].

Durch die Tröpfchenhülle kommt es zu einer Gleichschaltung der Kristallgrösse. Erst bei höheren Brenntemperaturen setzt wieder ein Stofftransport der benötigten Kristallbestandteile aus der Matrixphase in Richtung der Tröpfchenhülle ein. So wachsen die Kristalle gleichzeitig über die ehemaligen Tröpfchen hinaus und treffen schliesslich aufgrund der hohen Ursprungskeimzahl schnell aufeinander, was die Kristalldimensionen klein hält. Dies führt letztlich meist zu einer stark erhöhten mechanischen Festigkeit des resultierenden Produktes [8]. Fluorapatit-Kristalle werden beispielsweise durch Volumen kristallisation gebildet.

Der zweite Mechanismus der gesteuerten Kristallisation ist die schneller ablaufende Oberflächen kristallisation. Die Keimbildung bzw. Kristallisation geht von den Oberflächen der Glaskörner aus. Durch diesen Mechanismus kommt es z. B. zur Ausscheidung von Leuzit oder auch Oxyapatit. Die Herstellung der Glaskeramiken erfolgt mittels Pulvertechnologie. Das Glas wird aus gemahlene Rohstoffen in der passenden Zusammensetzung gemischt und durch Aufschmelzen und anschliessendes Abschrecken hergestellt. Die so gewonnenen Glasfritten werden wieder aufgemahlen, sodass ein Glaspulver mit einer mittleren Korngrösse von 20-40 µm resultiert. Infolge des feinen Mahlvorganges (tribochemische Aktivierung) werden chemische Bindungen gebrochen und reaktive OH⁻-Gruppen an der Glaskornoberfläche erzeugt. Somit entstehen reaktive Kornoberflächen, die als Startpunkt der Oberflächenkeimbildung fungieren. Den während des nachfolgenden Sintervorgangs parallel ablaufenden Kristallisationsprozess kann man sich wie in Abbildung 6 dargestellt vorstellen [6; 7].

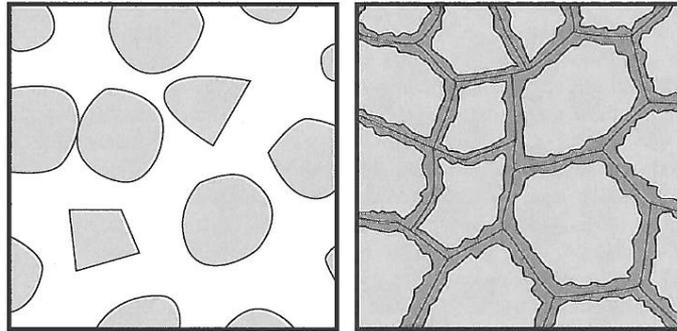


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Oberflächenkristallisation. Links: einzelne Glaskörner, rechts: Kristallisation an der Oberfläche während des Temperns [6].

Die Kristalle wachsen während des Sinterns direkt von der Oberfläche der ursprünglichen Glaskörner ins Innere und es kommt zur Ausbildung eines dichten Gefüges. Die neuen Kristalle liegen in der fertig gesinterten Glaskeramik deshalb entlang der ehemaligen Korngrenzen. Dies führt zu dem in Abbildung 7 gezeigten Erscheinungsbild. Die Leuzit-Kristalle sind auf Wachstumsfronten, wie Perlen auf einer Schnur aufgereiht.

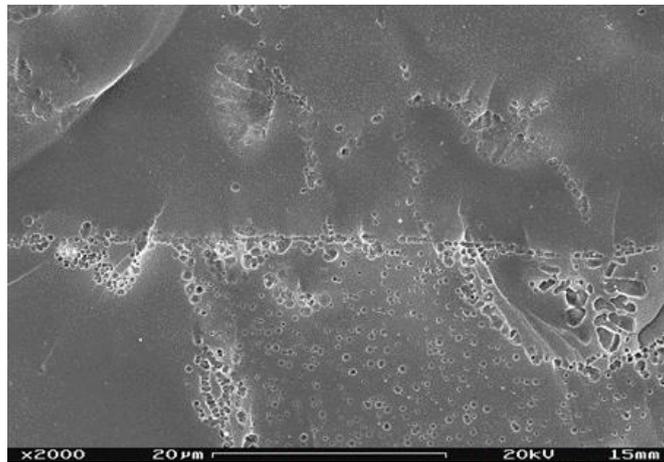


Abbildung 7: Perlenschnurartige Wachstumsfronten von Leuzitkristallen in Glaskeramik (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Dank detaillierter Kenntnisse der Keimbildungs- und Kristallisationsmechanismen sowie durch die Nutzung komplexer Temperverfahren, kann das Kristallwachstum bei der gewünschten Kristallgröße abgebrochen werden. Die resultierende Glaskeramik wird gemahlen und schliesslich mit anderen Glaskeramikpulvern vermischt. Die so erhaltene Mischung kann unterschiedliche Kristallphasen beinhalten und so die Vorteile der einzelnen Kristalle in einer massgeschneiderten Verblendkeramik vereinen. IPS Style vereint die Eigenschaften der drei Kristallphasen Oxyapatit, Leuzit und Fluorapatit.

2.1.4 Ausbildung des Sintergefüges durch Vitrifizierung

Glaskeramische Werkstoffe sintern i. d. R. durch viskoses Fließen, d. h., mit Zunahme der Prozesstemperatur bildet sie eine flüssige Phase aus, die die Formänderung und das Fließen amorpher Partikel begünstigt. Nach anfänglicher Ausbildung von Sinterhälsen zwischen sich berührenden Partikeln werden im Laufe der Zeit die Kontaktflächen zwischen diesen erhöht und Poren eliminiert, was zu einer Verdichtung des Formkörpers führt. Modellhaft ist dieser Vorgang in Abbildung 8 dargestellt:

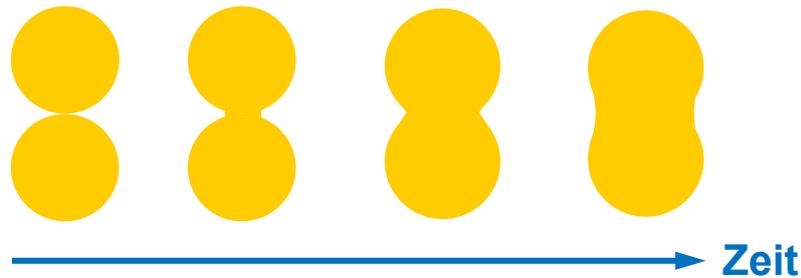


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Vitrifizierung. Initial bilden sich Sinterhülse zwischen einzelnen Partikeln.

Wie alle Verdichtungsprozesse ist auch die Vitrifizierung getrieben von der Minimierung der Freien Enthalpie unter Volumenabnahme und Ausbildung energetisch begünstigter Korngrenzen anstelle von energetisch ungünstigen Kornoberflächen. Der Verlauf der Vitrifizierung wird durch geometrische, kinetische und thermodynamische Faktoren bestimmt und hängt somit von der Korngrösse der glaskeramischen Partikel sowie der Viskosität und Oberflächenspannung der Glasphase ab.

Der idealisierte Verlauf aus Abbildung 8 ist in der folgenden Abbildung 9 für das reale System IPS Style am Beispiel einer ungefärbten Grundmasse gezeigt. Das Rasterelektronenmikroskop-Bild (REM-Bild) (a) zeigt den Ausgangszustand der zahntechnisch kompaktierten und getrockneten Probe (Vergrößerung 400x, restliche REM-Bilder der Abbildung 9: Vergrößerung 1000x). Deutlich sind die gepackten glaskeramischen Partikel (scharfkantige Körner) erkennbar. Nach der Erwärmung des Materials auf 600°C (b) ist nahezu keine Änderung zum Ausgangszustand zu erkennen. Ein ähnliches Sintergefüge ist auch bei den Proben erkennbar, die auf 650°C (c), 670°C (d) und 700°C (e) erhitzt wurden. Im Bild (f) ist die auf 720°C erhitzte Probe dargestellt, bei der sich erste Sinterhülse (siehe roter Kreis) ausbilden. Die Kornformen wirken im Vergleich mit den vorherigen Aufnahmen abgerundeter (siehe blaue Pfeile), was auf ein beginnendes Fließen hindeutet. Im weiteren Brennverlauf (g-h) gehen die in Kontakt getretenen Partikel durch viskoses Fließen ineinander über. Ab 800°C (i) ist das Gefüge dichtgesintert.

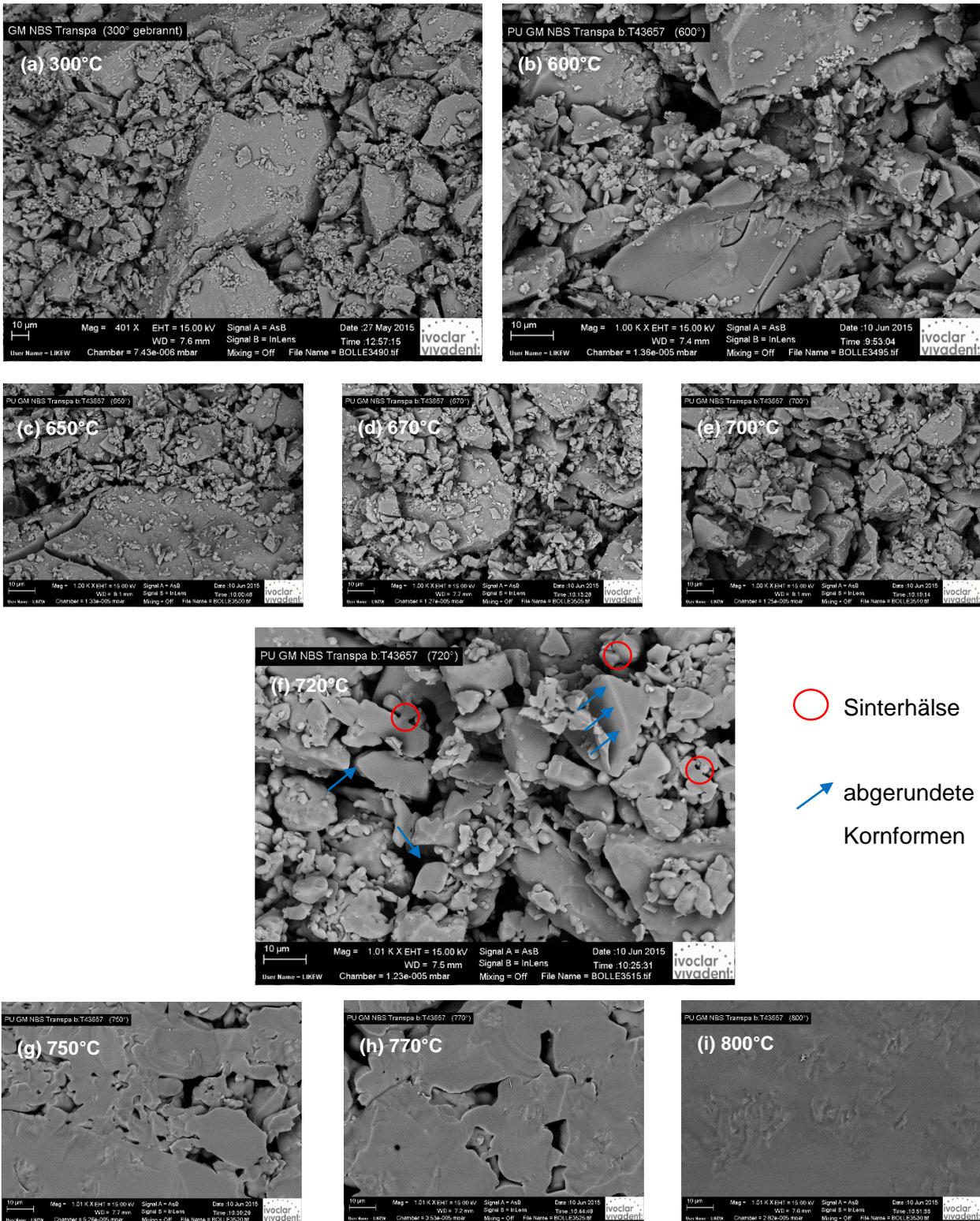


Abbildung 9: Temperaturabhängige Ausbildung des Sintergefüges einer IPS Style-Grundmasse, zwischen 300 °C und 800 °C (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

2.2 Metall-Keramik-Verbund¹

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

- **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.

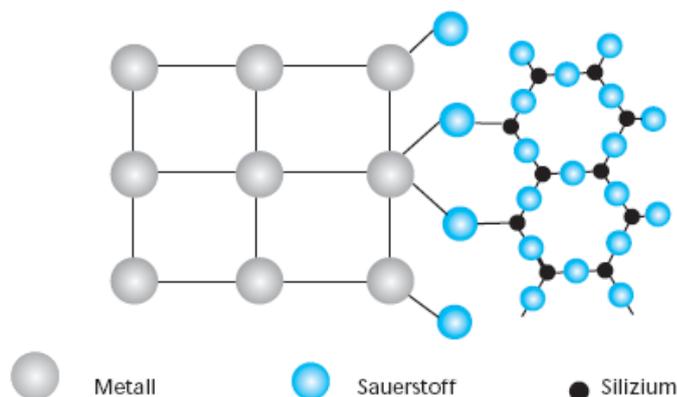


Abbildung 10: Graphische Darstellung des chemischen Verbundes².

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

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

² Schnettger A., Fachhochschule Osnabrück 2004.

- **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.

2.3 Werkstoffkunde zu IPS Style und IPS Ivocolor

2.3.1 IPS Style und die Funktionen von Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit

2.3.1.1 IPS Style

IPS Style ist eine Metallkeramik, die sich als feldspatfreie Verblendkeramik an den Vorteilen einer hochwertigen Feldspatkeramik orientiert, diese aber, aufgrund der tieferen Brenntemperatur, in Bezug auf Anwendungsbreite und -sicherheit übertrifft und darüber hinaus auch in ästhetischer Hinsicht neue Massstäbe setzt.

IPS Style ist gekennzeichnet durch:

- hohe Brennstabilität (Konturstabilität) bei Mehrfachbränden
- optimale Benetzung des Opakers ohne Abheben und Zurückziehen der Keramik
- Oxyapatit als Kristallphase zur Einstellung der Transluzenz
- Fluorapatit als Kristallphase zur Einstellung der Helligkeit
- hohe Farbstabilität und Erhalt der Helligkeit bei Mehrfachbränden (kein Vergrauen)
- tiefe Brenntemperatur

Die chemische Basis von IPS Style bilden Mischglaskeramiken, die *Leuzit*, *Fluorapatit* und *Oxyapatit* als Kristallphasen enthalten (Abbildung 11). Der Gehalt und die Verteilung der Kristalle in diesen Glaskeramiken sowie deren Viskositäten bestimmen im Zusammenspiel mit der sorgfältig eingestellten Korngrößenverteilung der Schichtmassen die physikalisch-chemischen Eigenschaften von IPS Style. Dieses Werkstoffprinzip ist durchgängig vom Opaker bis zur Schneide umgesetzt und garantiert den optimalen Aufbau einer Restauration in Bezug auf Verbund, Kompatibilität und ästhetischem Erscheinungsbild.

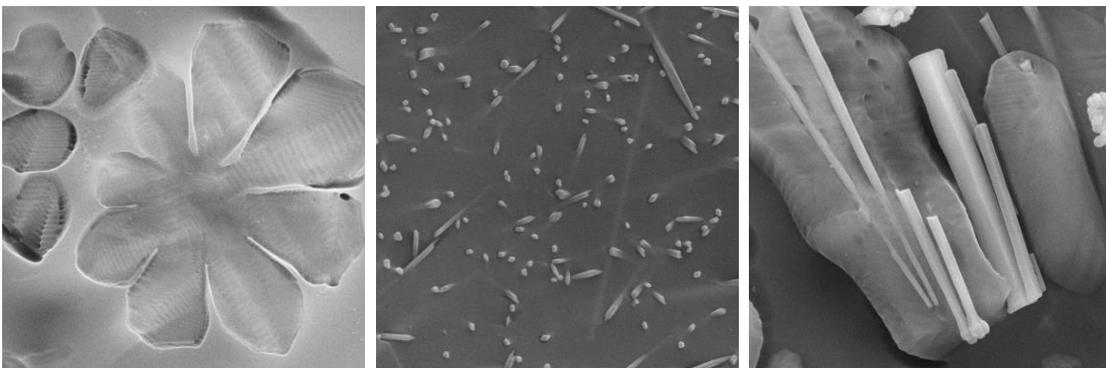


Abbildung 11: Die drei kristallinen Phasen von IPS Style (nicht massstabsgetreu, zur besseren Illustration). Von links nach rechts: Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Die Kristallphasen werden über glaskeramische Komponenten in das Endprodukt eingebracht, die jeweils mindestens eine dieser drei Phasen enthalten. Zur Herstellung dieser glaskeramischen Komponenten werden entsprechend zusammengesetzte Gläser entweder einzeln oder in Mischung wärmebehandelt, um die Kristallphasen auszuscheiden. Das

Resultat sind pulverförmige Leuzit-, Fluorapatit- und Leuzit-Oxyapatit-Glaskeramiken, die untereinander, bzw. mit anderen Basisschmelzen, abgemischt und erneut getempert werden. Nach der finalen Aufmahlung erfolgt die Einfärbung des Materials.

2.3.1.2 Funktionen von Leuzit-, Fluorapatit- und Oxyapatit-Kristallen

Die drei unterschiedlichen Kristallphasen erfüllen in der IPS Style-Glaskeramik verschiedene Funktionen.

Dem Leuzit (KAlSi_2O_6) kommt in der Metallkeramik eine tragende Rolle zu. Aufgrund seines hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten kann über den Masseanteil an kristallinem Leuzit die thermische Expansion eines glaskeramischen Werkstoffs eingestellt werden. Das ist eine der Grundvoraussetzungen für die Anwendung zur Verblendung unterschiedlicher Dentallegierungen. Daneben erfährt die Glaskeramik aber noch die sogenannte Dispersionsverstärkung, die auf der isotropen Verteilung der Leuzitkristalle und deren Grösse beruht. Sie sorgt dafür, dass das Risswachstum, mit der jedes glaskeramische Material a priori behaftet ist, durch Grenzflächen zwischen Kristallphase und Restglasmatrix verzögert wird.

Die leuzithaltige Grundmasse bildet zwar das Rückgrat von IPS Style, aber auch die beiden anderen Kristallphasen haben tragende Rollen in dieser Mischglaskeramik. Sie gehören beide zur Gruppe der Apatite. Zu dieser zählt auch der Hydroxyapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$), der Hauptbestandteil menschlicher Knochen und Zähne [6]. Fluor- und Oxyapatit ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ und $\text{NaY}_9(\text{SiO}_4)_6\text{O}_2$) unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich ihrer strukturellen Einheiten und Entstehung, sondern auch bezüglich ihrer Rollen in IPS Style. Fluorapatit entsteht durch Mikrophasentrennung und die sog. Volumenkristallisation, wohingegen Oxyapatit über Oberflächenkristallisation ausgeschieden wird. Der nadelförmige Fluorapatit (Abbildung 11) besitzt einen Brechungsindex, der sich nur geringfügig von dem ihn umgebenden Glas unterscheidet. Dadurch erfährt das einfallende Licht zu einem gewissen Grad eine diffuse Streuung. Diese lässt das glaskeramische Material ohne Transluzenzverlust hell erscheinen. Dieser Effekt wird auch bei IPS Style ausgenutzt und sorgt für gleichbleibende Helligkeit der geschichteten Arbeit - unabhängig der Anzahl der Brände. Die Transluzenz wird weitgehend über den Gehalt an Oxyapatit eingestellt. Dabei kommt erstmalig eine patentierte Glaskeramik zum Einsatz, die neben Oxyapatit noch Leuzit als weitere Kristallphase enthält. Dadurch kann der thermische Ausdehnungskoeffizient des Schichtmaterials unabhängig vom Trübungsgrad konstant gehalten werden. Ähnlich dem Fluorapatit kristallisiert der Oxyapatit ebenfalls nadelförmig, eine Eigenschaft, die sich positiv auf das ästhetische Erscheinungsbild der Restauration auswirkt. Der Gehalt an Oxyapatit bestimmt die Transluzenz. Daher erscheint es sinnvoll, den Gehalt an Oxyapatit im Opaker sehr hoch zu wählen, um die Transluzenz zu minimieren bzw. die Opazität zu maximieren. Marginmassen, Deep Dentin und Dentin enthalten signifikante Anteile an Oxyapatit, während die Schneidmassen nur geringe Gehalte dieser Kristallphase aufweisen. Tanspamassen kommen naturgemäss ohne Oxyapatit aus.

In Abbildung 12 ist der graduelle Verlauf des Oxyapatitgehalts vom Opaker bis hin zur Transpa Neutral-Masse zusammen mit beispielhaften Gefügeausschnitten der jeweiligen Masse qualitativ dargestellt.

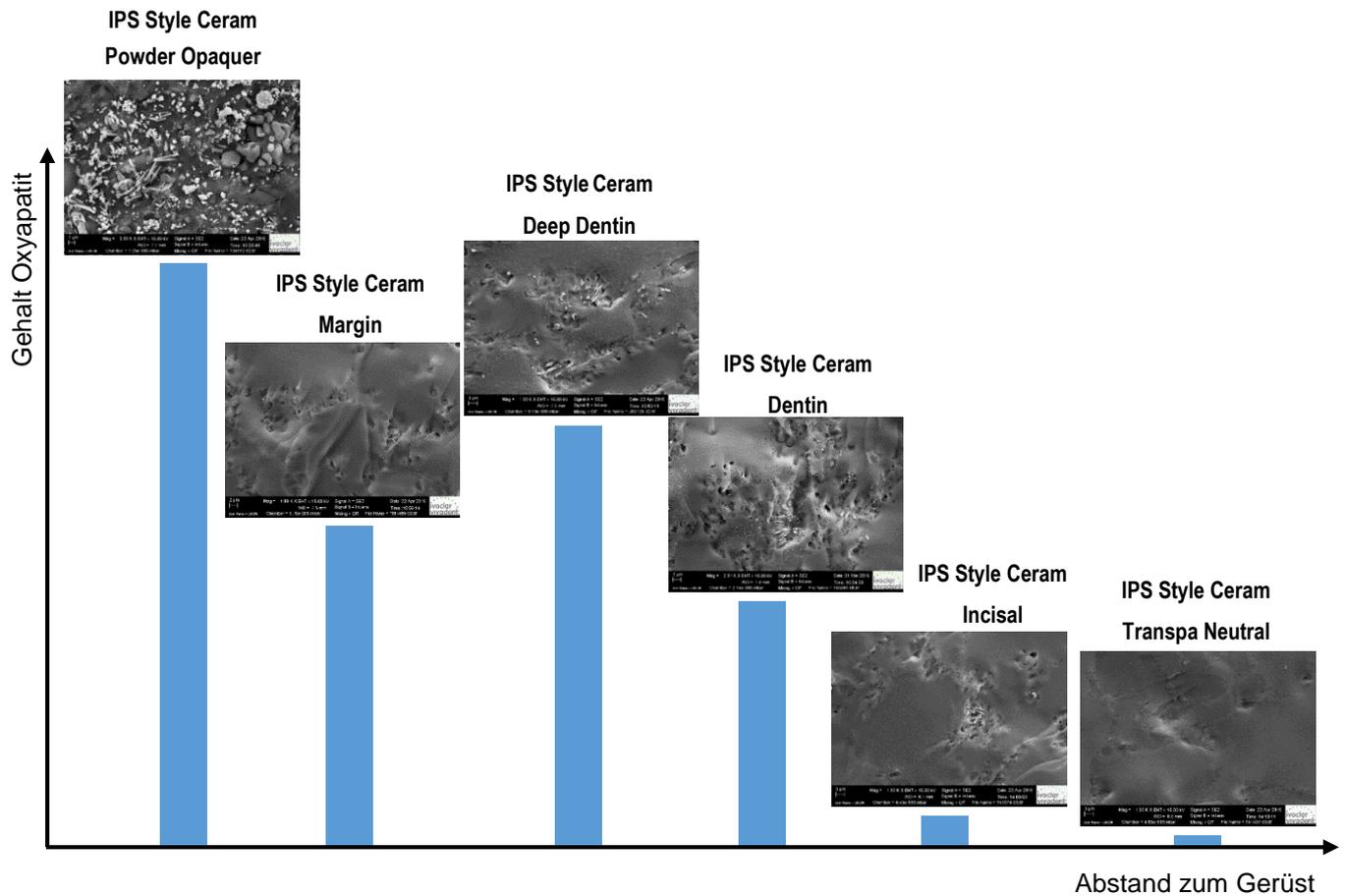


Abbildung 12: Qualitativer Verlauf des Oxyapatitgehalts innerhalb einer geschichteten Restauration (nicht massstäblich). (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

2.3.2 Metall-IPS Style-Verbund und Transluzenz

Eine metallkeramische Restauration ist ein Werkstoffverbund, der auf einer dauerhaften Verbindung einer Legierung mit einer Keramik beruht. Die Grenzfläche Metall-Keramik wird dabei vom Opaker gebildet, der sorgfältig aufgetragen und gebrannt, einen innigen Verbund zwischen den beiden Werkstoffen schafft. Abbildung 13 zeigt Schliffbilder des Übergangsbereiches Legierung-Opaker-Keramik in unterschiedlichen Vergrößerungen. Die Qualität des Metall-Keramik-Verbunds für IPS Style ist gut und ausgesprochen homogen. Deutlich erkennbar sind die Transluzenzunterschiede der drei Schichten. Der Opaker zeigt aufgrund seines hohen Gehaltes an Oxyapatit die geringste Transluzenz der Keramikschicht (siehe Abbildung 12). Die Transluzenz wird mit steigendem Abstand zur Legierung immer grösser.

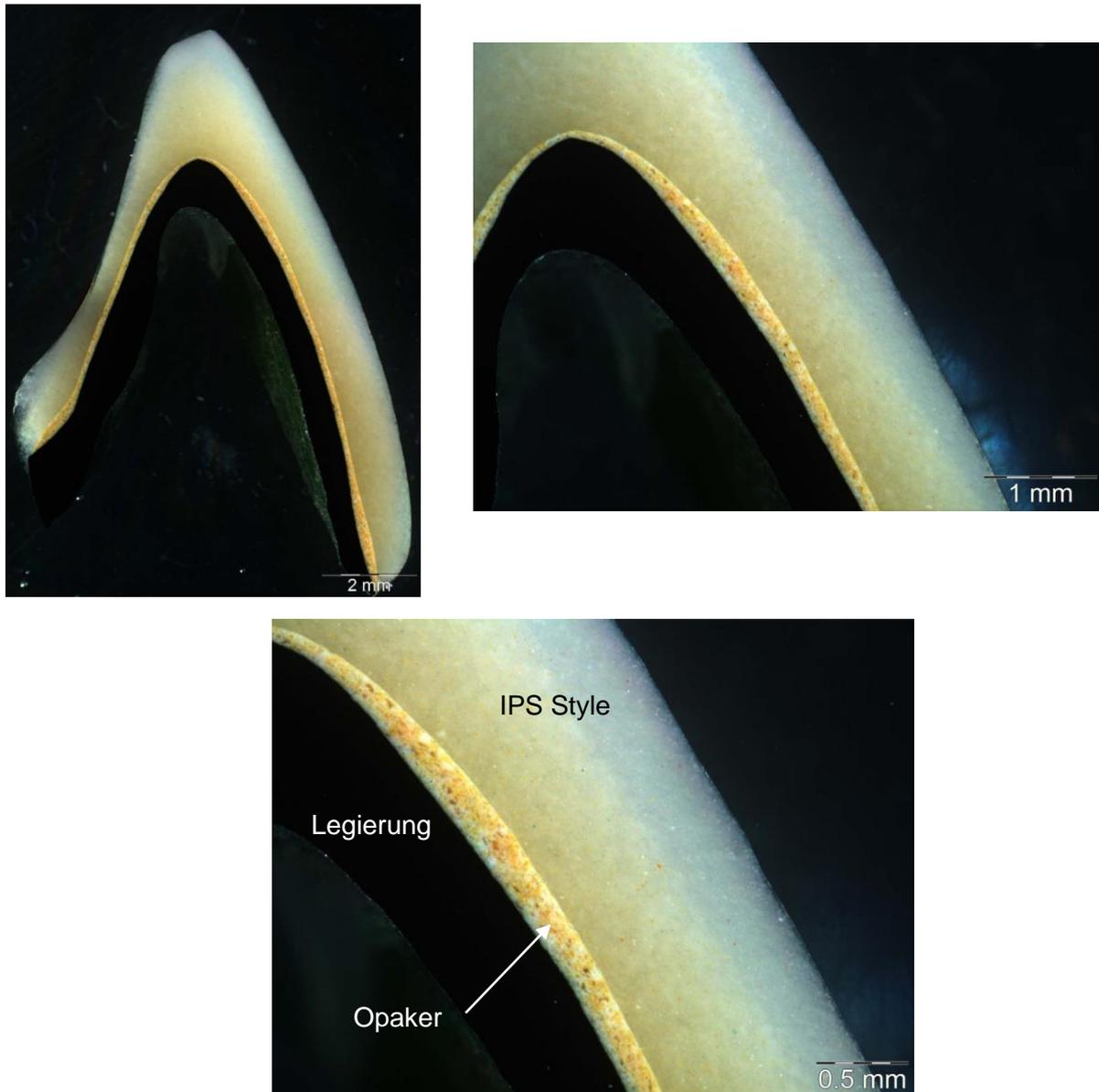


Abbildung 13: Optische Schlifffbilder des Übergangs Metall-Opaker-Keramik einer IPS Style-Krone (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

2.3.3 IPS Ivocolor

IPS Ivocolor ist ein universelles Malfarben- und Glasursortiment für die individuelle Bemalung und Charakterisierung von keramischen Werkstoffen. Die chemische Zusammensetzung und die Kornverteilung des neu entwickelten Glases ermöglichen unabhängig vom Wärmeausdehnungskoeffizienten eine Anwendung auf den Schicht-, Press- und CAD/CAM-Keramiken aus dem Hause Ivoclar Vivadent und auf die Zirkoniumoxide von Wieland Dental. Dank des optimierten Sinterverhaltens kann ausserdem auf jedem keramischen Untergrund ein optimales ästhetisches Ergebnis erzielt werden. Fein aufgemahlene Gläser, ausgewählte Farbkompositionen, eine neu entwickelte Gelstruktur für Pasten und darauf abgestimmte Flüssigkeiten vereinfachen das Handling und führen zu ästhetisch brillanten Restaurationen. Die Formulierung der Paste wurde unter den Gesichtspunkten eines optimalen Applikations- und Brennverhaltens neu entwickelt. Durch Reduzierung der Additive und der gezielten Auswahl der Bestandteile wird dem geänderten Sinterverhalten Rechnung getragen und auch

im unteren Brenntemperaturbereich ein hoch ästhetisches Ergebnis gewährleistet. Des Weiteren weisen die Pasten ein strukturviskoses, thixotropes Verhalten auf, wodurch im unverdünnten Zustand die Lagerstabilität gewährleistet ist. Für die Applikation auf den unterschiedlichen Keramiken lässt sich über den Verdünnungsgrad die gelartige Struktur gezielt mindern, was die individuelle Einstellung des gewünschten Fließverhaltens gestattet. Eine geringfügige Verdünnung ermöglicht den Auftrag von grösseren Schichtstärken und kann gleichzeitig Materialansammlungen durch übermässiges Fliesen beispielsweise im Bereich der Fissuren entgegenwirken. Ein etwas höherer Verdünnungsgrad kann hingegen für einen homogenen Auftrag auf grossen Flächen von Vorteil sein.



Abbildung 14: Fertig bemalte Krone nach dem Malfarben- und Glasurbrand.

3 Technische Daten

3.1 IPS Style

- Zusammensetzung:

<u>Produkt</u>		<u>Produktkategorie</u>		
IPS Style		Keramik für Metallkeramik		
IPS Style Ceram Powder Opaquer 870, Margin, Intensive Margin, Dentin, Deep Dentin, Incisal, Transpa, Mamelon, Occlusal Dentin, Incisal Edge, Opal Effect, Special Incisal, Inter Incisal, Cervical Transpa, Add-On, Bleach BI, Gingiva, Intensiv Gingiva, Basic Gingiva, IPS Style Ceram One				
Funktion	Substanz/Komponente	Gewicht	(%)	
		IPS Style Ceram Powder Opaquer	IPS Style Ceram Add-On	IPS Style Ceram - andere
Keramik	Dentale-Keramik	75 - 85	20 - 30	> 99
Glas	Glas	---	70 - 80	---
Pigment	Pigmente	15 - 25	< 1	< 1

• Physikalische Eigenschaften

Produkt		Produkt Kategorie					
IPS Style		Metallkeramik (Pulver)					
IPS Style Ceram IPS Style Ceram One							
Bezeichnung		Produktnamen					
Hauptgruppe	Untergruppe	ID	In Untergruppe enthalten				
---	Pasten	1.1	---				
IPS Style Ceram IPS Style Ceram One	Pulver	2.1	IPS Style Ceram Margin				
		2.2	IPS Style Ceram (Deep Dentin, Dentin, Incisal, Transpa, Impulse, Gingiva)				
		2.3	IPS Style Ceram Opal Effect				
		2.4	IPS Style Ceram One				
		2.5	IPS Style Ceram Add-On Margin				
		2.6	IPS Style Ceram Add-On Dentin/Incisal/BL				
		2.7	IPS Style Ceram Add-On 690 °C				
		2.8	IPS Style Ceram Powder Opaquer 870				
Eigenschaften		Gruppe IPS Style Pulver Spezifikation oder Untergruppen-ID					Einheit
		2.1	2.2	2.3	2.4	2.5 ⁽¹⁾	
* Biegefestigkeit (σ)		≥ 50					MPa
* Wärmeausdehnungs- koeffizient (span: 25-500°C oder Tg)	2-fach Brand	12.8	12.0	12.0	12.0	12.7	$10^{-6}K^{-1}$
	4-fach Brand	13.1 ± 0.5	12.4 ± 0.5	12.4 ± 0.5	12.4 ± 0.5	13.3 ± 0.5	
	Mittelwert	13.0	12.2	12.2	12.2	13.0	
* Glasübergangstemperatur Tg		580 ± 20	525 ± 20	510 ± 20	525 ± 20	480 ± 20	°C
* Brenntemperatur		840	790	790	790	750	°C
* Chemische Löslichkeit		< 100					$\mu g \cdot cm^{-2}$
* Radioaktivität U ²³⁸		≤ 1					Bq/g
** Metallkeramikverbund (Rissbeginn) (Schwickerath)		> 25					MPa

Eigenschaften	Gruppe IPS Style Pulver					Einheit
	Spezifikation oder Untergruppen-ID					
	2.6 ⁽¹⁾	2.7 ⁽¹⁾	2.8			
* Biegefestigkeit (σ)	≥ 50					MPa
* Wärmeausdehnungs- koeffizient (25–400°C)	2-fach Brand	13.0	12.0	13.5		10 ⁻⁶ K ⁻¹
	4-fach Brand	13.6 ±0.5	12.4 ±0.5	13.7 ±0.5		
	Mittelwert	13.3	12.2	13.6		
* Glasübergangstemperatur T_g		475 ±20	455 ±20	540 ±20		°C
* Brenntemperatur		750	690	870		°C
* Chemische Löslichkeit	< 100					µg·cm ⁻²
* Radioaktivität U²³⁸	≤ 1					Bq/g
** Metallkeramikverbund (Rissbeginn) (Schwickerath)	> 25					MPa
Das Produkt erfüllt die relevanten Leistungskriterien wie beschrieben in						
* EN ISO 6872:2015 Dentistry - Ceramic materials						
** EN ISO 9693-1:2012 Dentistry - Compatibility testing - Part 1: Metal-ceramic systems						

3.2 IPS Ivocolor

- Zusammensetzung:

<u>Produkt</u> IPS Ivocolor		<u>Produktkategorie</u> Pulver und Pasten zur Bemalung bzw. Charakterisierung und Glasur keramischer Werkstoffe			
IPS Ivocolor Essence IPS Ivocolor Shade IPS Ivocolor Glaze					
Funktion	Substanz/Komponente	Gewicht			
		Essence	Shade	Glaze	
				Paste	Pulver
Glas	Glas	75 - 99	59 - 69	65 - 75	100
Viskositätsregler	Glykole, Wasser	---	25 - 35	25 - 35	---
Pigment	Pigmente	1 - 25	1 - 11	---	---

- Physikalische Eigenschaften

<u>Produkt</u>	<u>Produkt Kategorie</u>		
IPS Ivocolor Glaze, Shade, Essence	Bemalung bzw. Charakterisierung von keramischen Massen		
Eigenschaften	Einheit	Spezifikation	
Biegefestigkeit	MPa	≥ 50	
Chemische Löslichkeit	µg/cm ²	< 100	
Wärmeausdehnungskoeffizient (25-T_G°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹	Glaze	9.3 ± 0.5
		Glaze FLUO / Essence / Shade Farbkörperanteil ≤ 4%	9.2 ± 0.5
		Essence / Shade Farbkörperanteil > 4 bis ≤ 12%	9.1 ± 0.5
		Essence / Shade Farbkörperanteil > 12%	8.8 ± 0.5
Glastransformationstemperatur	°C	460 ± 20	
Radioaktivität U²³⁸	Bq/g	≤ 1	
Die in der EN ISO 6872:2015 Dentistry – Ceramic materials (ISO 6872:2015) Typ 1 Klasse 1 definierten Leistungskriterien werden erfüllt.			

4 Charakteristische Werkstoffeigenschaften von IPS Style

4.1 Untersuchung des glaskeramischen Gefüges von IPS Style

Die Untersuchungen des glaskeramischen Gefüges wurden in der F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL im Jahr 2015 durchgeführt.

Zur Gefügeanalyse werden Bruchstücke frisch gebrochener Standardplättchen mit 3-prozentiger Flußsäure (HF) für 10 Sekunden angeätzt und anschliessend sorgfältig gereinigt und getrocknet. Die so präparierten Bruchflächen werden leitfähig bedampft und im REM auf typische Strukturmerkmale hin untersucht.

Kristalline Bestandteile können durch ihren Habitus und die Phasenanalyse mittels Röntgenbeugung (XRD) an Pulvern identifiziert werden. Im Folgenden sind die Ergebnisse beider Methoden dargestellt.

4.1.1 IPS Style Ceram Powder Opaquer 870

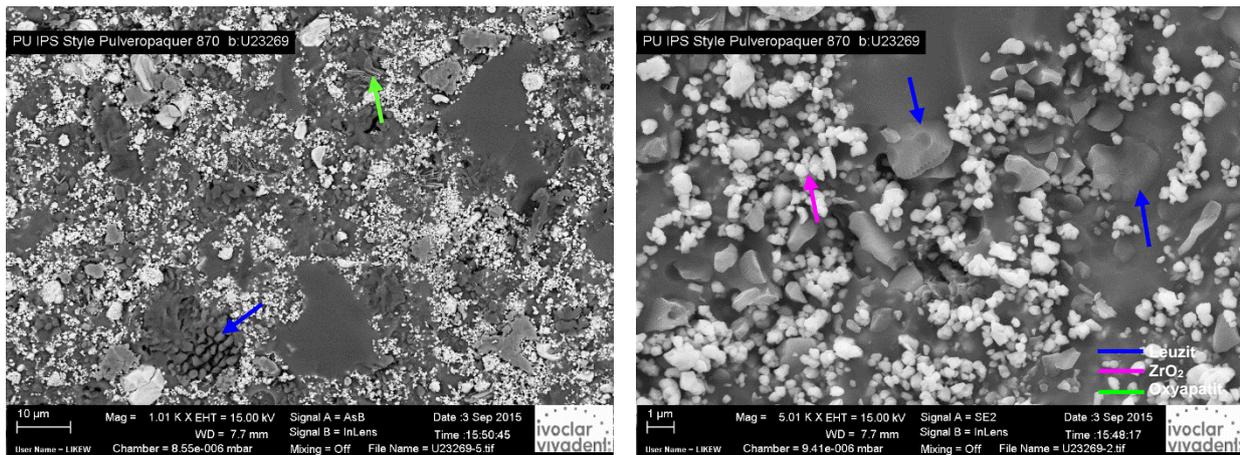


Abbildung 15: Gefüge des IPS Style Ceram Powder Opaquers 870 A2.

Abbildung 15 zeigt das typische Gefüge des eingefärbten IPS Style Ceram Powder Opaquers 870 mit Leuzit (blaue Pfeile), nadelförmigem Oxyapatit (grüner Pfeil) und verschiedenen Pigmenten, die der Trübung und Farbgebung dienen. Im Falle der untersuchten Farbe A2 handelt es sich bei den weissen knollenartigen Partikeln hauptsächlich um Zirkonoxid (ZrO_2) bzw. zirkonoxidbasierte Farbkörper. Im Röntgenbeugungsdiagramm können diese kristallinen Phasen identifiziert werden:

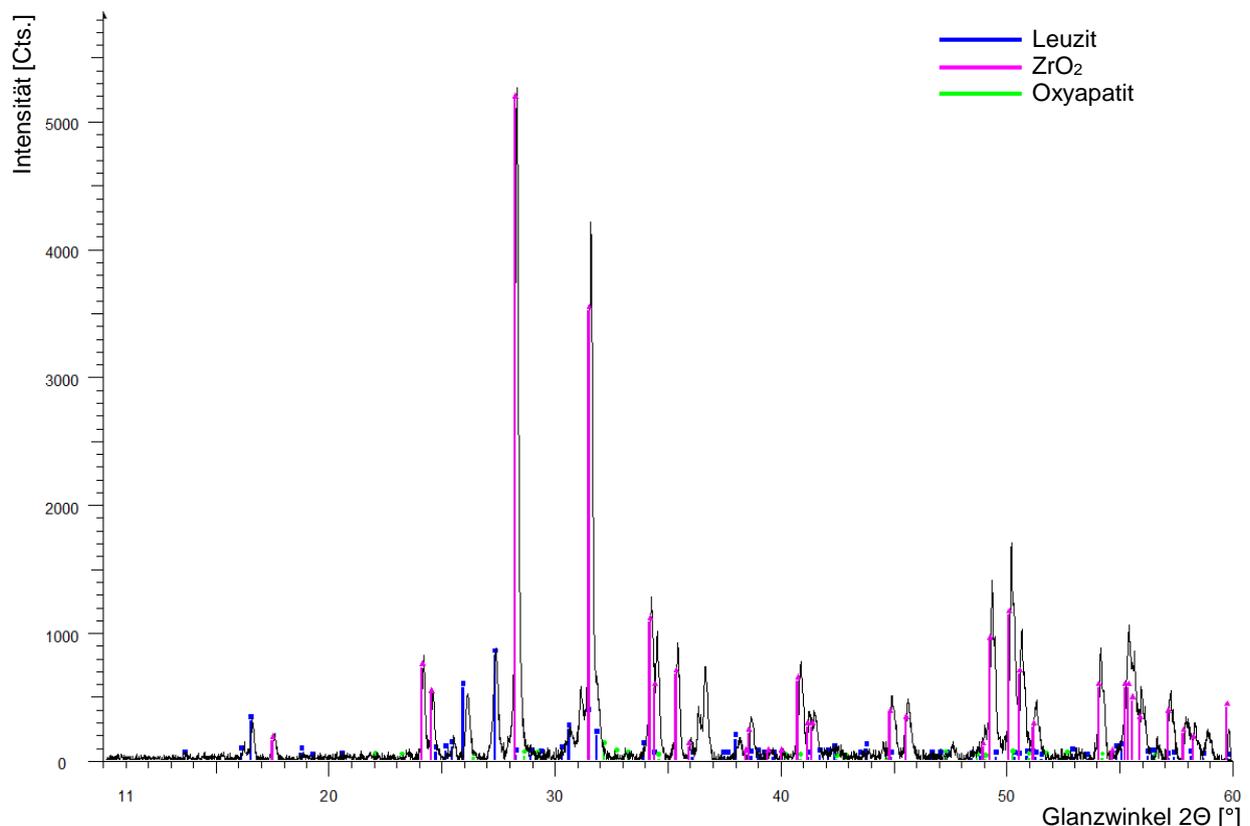


Abbildung 16: Röntgenbeugungsdiagramm des IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2, mit überlagerten Diagrammen des Leuzits, ZrO_2 und Oxyapatits.

Sowohl bei den Grundmassen des Pulveropakers als auch bei den eingefärbten Endprodukten überwiegt der Anteil an beigemischtem kristallinem Zirkonoxid bzw. zirkonoxidbasierten

Farbkörpern, sodass diese Kristallphasen die Röntgenbeugungsdiagramme durch sehr hohe Intensitäten (> 5000 Cts.) dominieren. Dagegen sind die Intensitäten der durch die einzelnen Glaskeramiken eingebrachten Kristallphasen (Leuzit, Oxyapatit) weitaus geringer (< 1000 Cts.).

4.1.2 IPS Style Ceram Margin

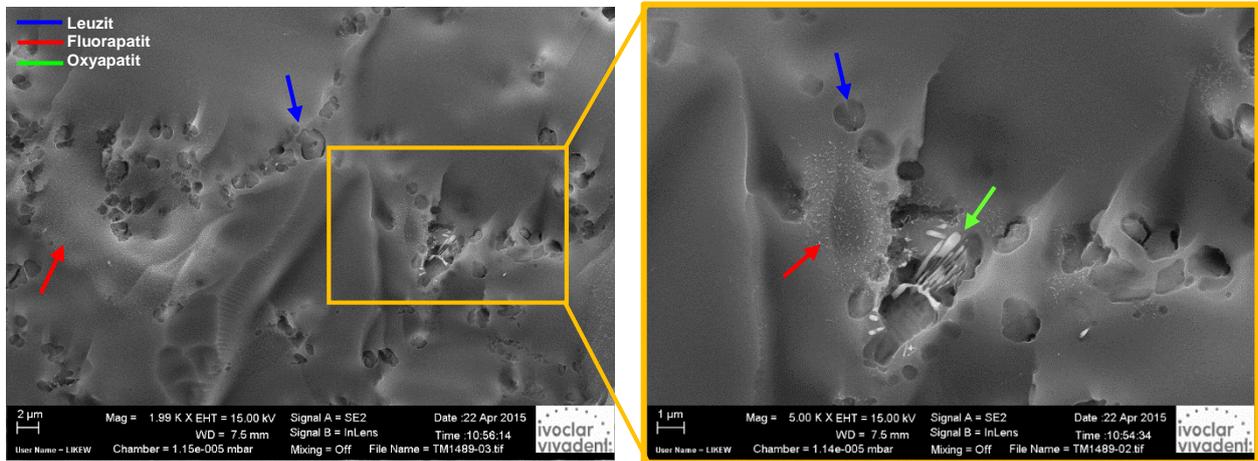


Abbildung 17: Typisches Gefüge von IPS Style Ceram Margin mit Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit.

Im Gefüge von IPS Style Ceram Margin sind alle drei Kristallphasen (Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit) nachweisbar. Besonders die büschelig zusammengefassten Nadeln des Oxyapatits (grüner Pfeil) stechen dabei ins Auge. Alle drei Kristallphasen können im Röntgenbeugungsdiagramm identifiziert werden.

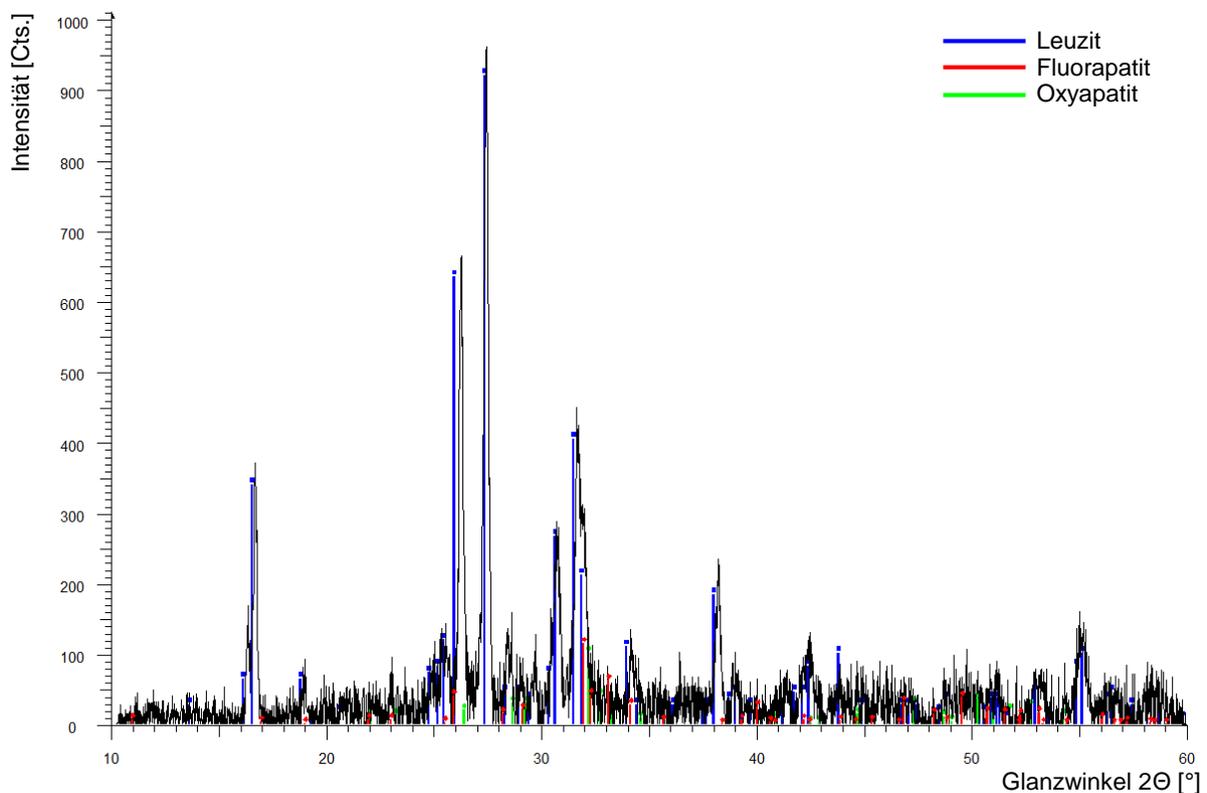


Abbildung 18: Röntgenbeugungsdiagramm von IPS Style Ceram Margin M2, mit überlagerten Diagrammen des Leuzits, Fluorapatits und Oxyapatits.

4.1.3 IPS Style Ceram Dentin

Im Gefüge von IPS Style Ceram Dentin sind alle charakteristischen Kristallphasen identifizierbar. Neben den nadeligen Oxyapatitkristallen (grüne Pfeile) sind die kleineren Fluorapatitnadeln (rosa Pfeile) deutlich in der amorphen Mutterglasphase erkennbar. Gut zuzuordnen sind die Leuzitkristalle (blaue Pfeile) in unterschiedlichen Grössen und Formen.

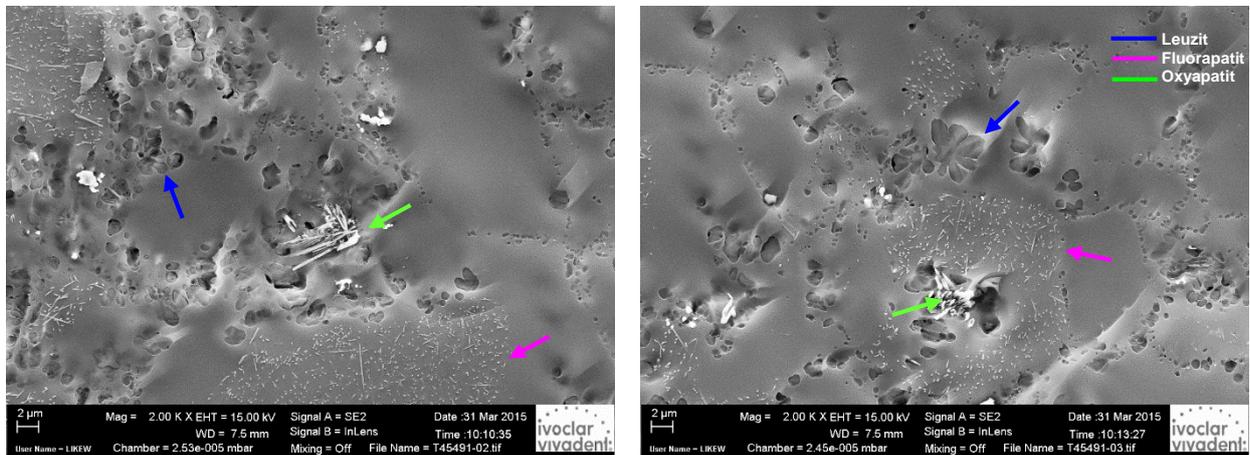


Abbildung 19: Typisches Gefüge von IPS Style Ceram Dentin A2 mit Leuzit, Fluorapatit und Oxyapatit.

Im dazugehörigen Röntgenbeugungsdiagramm können alle Phasen identifiziert werden.

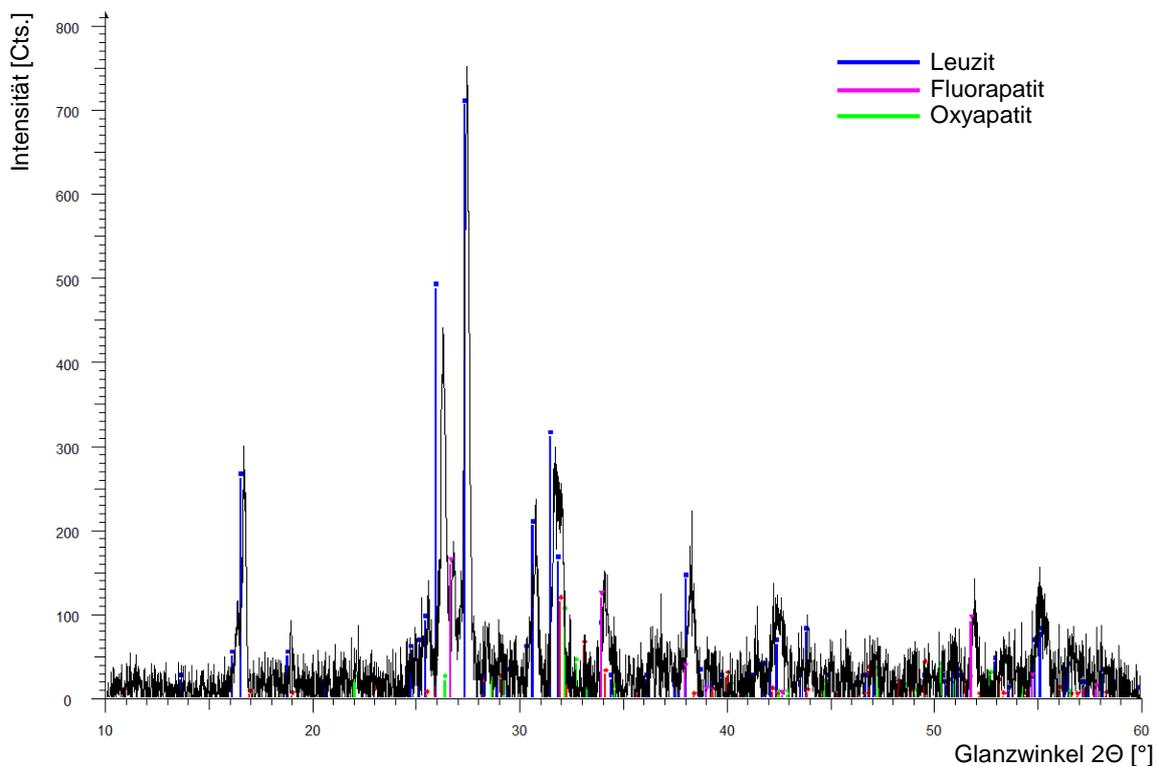


Abbildung 20: Röntgenbeugungsdiagramm von IPS Style Ceram Dentin A2, mit überlagerten Diagrammen des Leuzits, Fluorapatits und Oxyapatits.

4.1.4 IPS Style Ceram Incisal

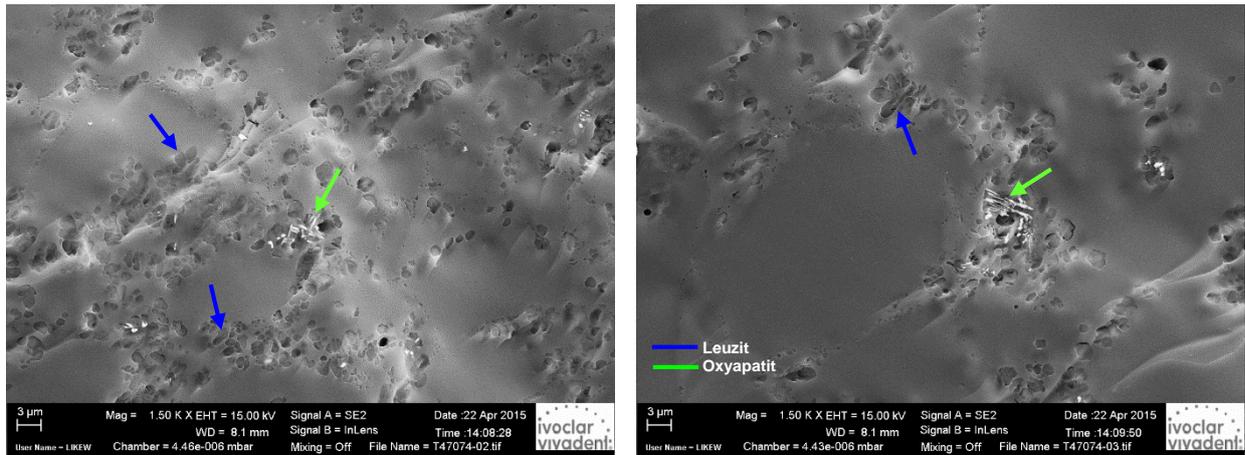


Abbildung 21: Typisches Gefüge von IPS Style Ceram Incisal I5 mit Leuzit und Oxyapatit.

Das Gefüge von IPS Style Ceram Incisal enthält neben Leuzit auch geringe Mengen an Oxyapatit, aber keinen Fluorapatit. Dadurch wird die Helligkeit der Schneide optimiert, ohne deren Transluzenz zu reduzieren. Im Röntgenbeugungsdiagramm (Abbildung 22) können daher diese zwei Kristallphasen nachgewiesen werden.

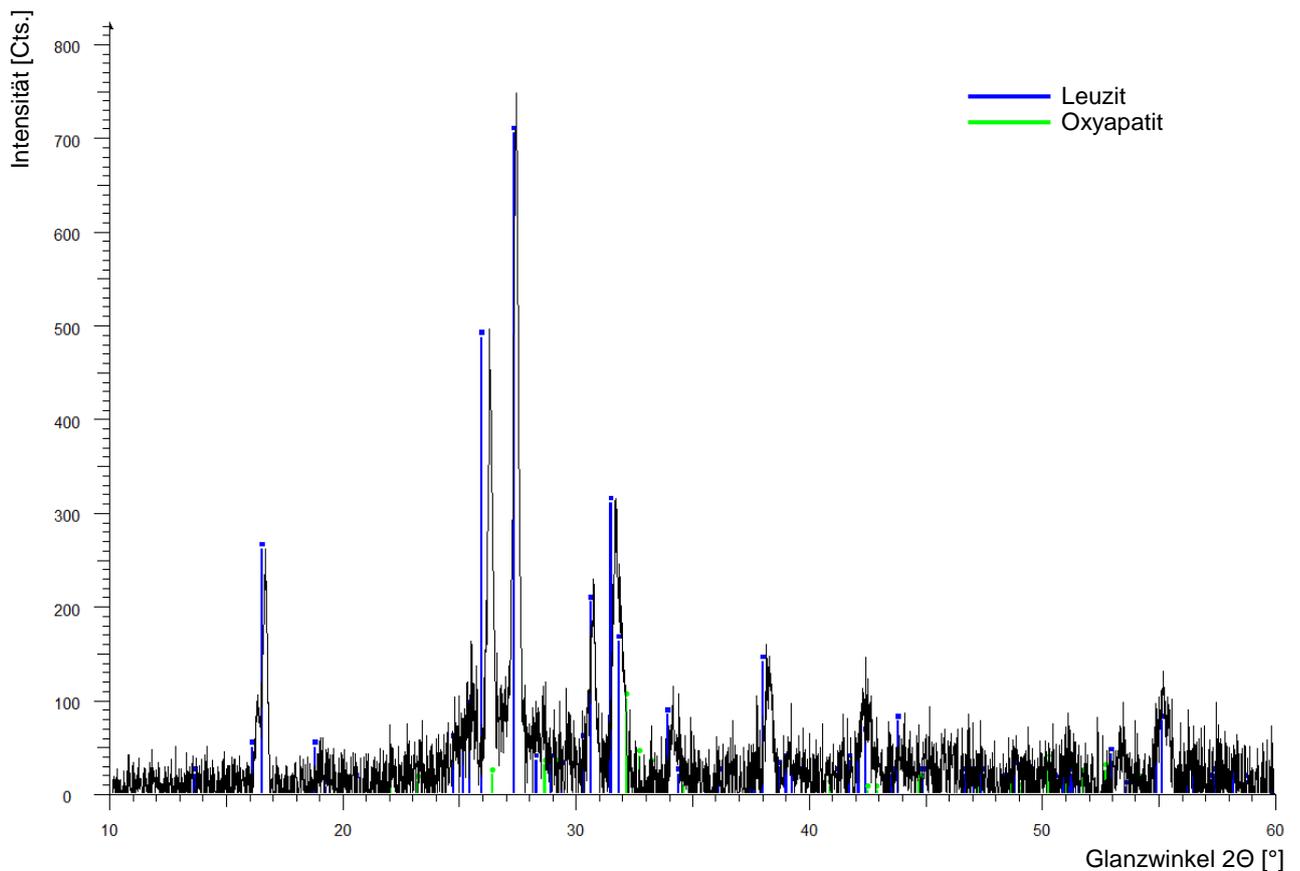


Abbildung 22: Röntgenbeugungsdiagramm von IPS Style Ceram Incisal I5, mit überlagerten Diagrammen des Leuzits und Oxyapatits.

4.2 Normeigenschaften von IPS Style gemäss ISO 6872:2015

Folgende Normanforderungen wurden von IPS Style bestimmt und in den folgenden Abschnitten dokumentiert:

- Biaxiale Biegefestigkeit
- Bruchzähigkeit K_{1C} nach der SEVNB-Methode
- Chemische Löslichkeit (siehe Kapitel 5.3)
- Glasübergangstemperatur
- WAK (25 - 500°C) 2x, WAK (25 - 500°C) 4x, Ø WAK (25 - 500°C) 2x/4x

4.2.1 Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit von IPS Style-Schichtmassen

Die ISO 6872:2015 schreibt für die Biegefestigkeit (σ) von Dentalkeramik Typ I/Klasse 1 einen Minimalwert von ≥ 50 MPa vor. Die Bruchzähigkeit wird nur informativ angegeben. Daher ist kein Grenzwert definiert.

Bezeichnung	Biaxiale Biegefestigkeit [MPa]			Bruchzähigkeit [MPam ^{1/2}]	
	σ	SD	Grenzwert*	K_{1C}	SD
IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2	122	7	≥ 50	1.25	0.06
IPS Style Ceram Margin M2	86	10	≥ 50	0.73	0.09
IPS Style Ceram Dentin A2	107	15	≥ 50	0.80	0.08
IPS Style Ceram Opal Effect OE5	89	6	≥ 50	n. b.	n. b.
IPS Style Ceram Incisal I5	112	22	≥ 50	0.87	0.02

*) Gem. ISO 6872:2015

Tabelle 1: Typische Werte für die biaxiale Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit unterschiedlicher IPS Style Schichtmassen (SD: Standardabweichung, n. b.: nicht bestimmt) (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- Die biaxiale Biegefestigkeit der IPS Style-Schichtmassen liegt weit oberhalb des von der Norm vorgegebenen Mindestwerts von 50 MPa.

4.2.2 Thermische Kenngrössen von IPS Style-Schichtmassen

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. Nach ISO 6872:2015 muss der WAK zwischen 25 – 500°C (oder T_G) ermittelt werden. Der WAK dient dazu, die mögliche Belastung der Keramik in Kombination mit dem Gerüst-/ bzw. Schichtmaterial einzuschätzen. Oberhalb der Glasübergangstemperatur (T_G) erweicht die Glaskeramik und der Materialstress wird durch Fließen abgebaut.

Die Wärmeausdehnung der Keramik entscheidet über deren Kompatibilität mit den verschiedenen Gerüstmaterialien. 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 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).

Eine Übersicht über die Wärmeausdehnungskoeffizienten verschiedener IPS Style-Schichtmassen gemäss ISO 6872:2015 sowie die entsprechenden T_G -Werte gibt Tabelle 2:

Bezeichnung	WAK (25-500°C) 2x [10 ⁻⁶ K ⁻¹]	WAK (25-500°C) 4x [10 ⁻⁶ K ⁻¹]	Ø WAK (25-500°C) 2x/4x [10 ⁻⁶ K ⁻¹]	T_G [°C]
PU IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2	13.5 ± 0.5	13.7 ± 0.5	13.6 ± 0.5	540 ± 20
PU IPS Style Ceram Margin M2	12.8 ± 0.5	13.1 ± 0.5	13.0 ± 0.5	580 ± 20
PU IPS Style Ceram Dentin A2	12.0 ± 0.5	12.4 ± 0.5	12.2 ± 0.5	525 ± 20
PU IPS Style Ceram Opal Effect OE5	12.0 ± 0.5	12.4 ± 0.5	12.2 ± 0.5	510 ± 20
PU IPS Style Ceram Incisal I5	12.0 ± 0.5	12.4 ± 0.5	12.2 ± 0.5	525 ± 20

Tabelle 2: Thermische Kenngrössen unterschiedlicher IPS Style-Schichtmassen (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

4.3 Farbstabilität von IPS Style bei Mehrfachbränden

IPS Style wird von Anwenderseite eine hohe Helligkeit attestiert, die zusammen mit dem Farbkonzept und der sehr guten Farbstabilität offensichtlich die ästhetische Wirkung dieses Verblendmaterials ausmacht.

Zur Untersuchung der Farb- und Opazitätsveränderung von IPS Style werden je fünf definierte Farbplättchen hergestellt. Diese werden jeweils 1-, 3-, 5-, 7- und 10-mal gebrannt, präpariert und vermessen. Der erste Brand dient der Dichtsinterung des Prüfkörpers, während die Folgebrände mit der jeweiligen zahntechnischen Brenntemperatur durchgeführt werden. In der gleichen Weise werden Prüfkörper von Mitbewerbermassen hergestellt und vermessen. Folgende Schneide- und Dentinmassen wurden untersucht:

Hersteller	Schneidmassen	Batch Nr.	Dentinmassen	Batch Nr.
Ivoclar	IPS Style Ceram Incisal I2	U14689	IPS Style Ceram Dentin A2	UZ1073
Heraeus Kulzer	HeraCeram Sun S1	2012X	HeraCeram Sun D A2	2513X
GC	GC Initial LF E-58	201401221	GC Initial LF D-A2	201309121
WG Creation	Creation LF E-58	8806	Creation LF D-A2	9512
Vita	Vita Base Enamel ENL	51550	Vita Base Dentin 2M2	44930

Tabelle 3: Übersicht über die Massen zur Farbstabilitätsuntersuchung bei Mehrfachbränden.

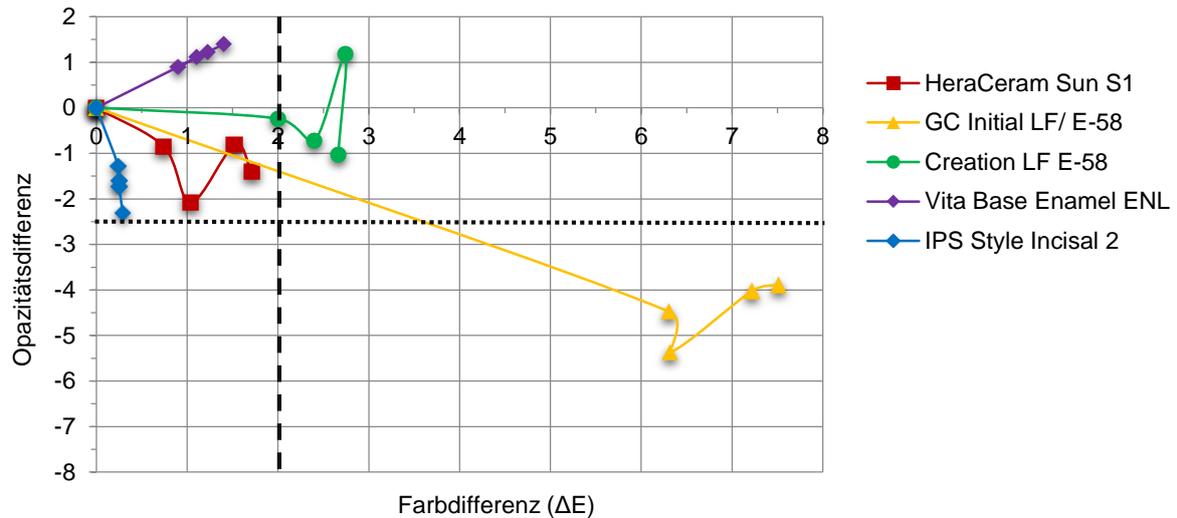


Abbildung 23: Farb- und Opazitätsveränderung bei Mehrfachbränden von IPS Style Ceram-Schneidmassen im Vergleich zu Mitbewerbermassen. Aufgetragen ist die Opazitätsveränderung gegen die Farbdifferenz. Die unterbrochenen Linien markieren die Grenzen der Wahrnehmung von Farbunterschieden für den üblichen Betrachter (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

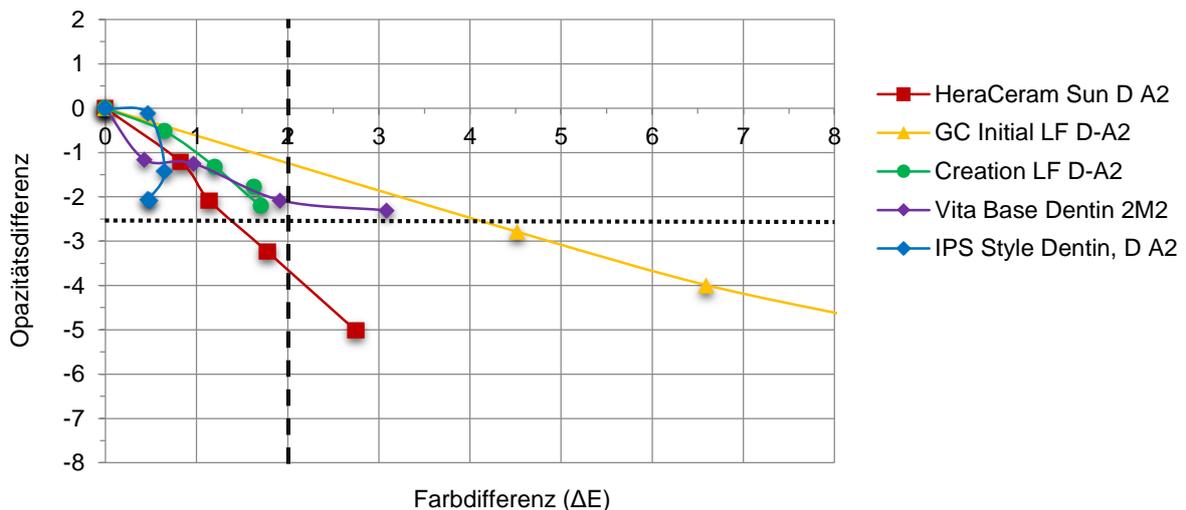


Abbildung 24: Farb- und Opazitätsveränderung bei Mehrfachbränden von IPS Style Ceram-Dentinmassen im Vergleich zu Mitbewerbermassen. Aufgetragen ist die Opazitätsveränderung gegen die Farbdifferenz. Die unterbrochenen Linien markieren die Grenzen der Wahrnehmung von Farbunterschieden für den üblichen Betrachter (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Sowohl IPS Style Ceram-Schneidmassen als auch -Dentinmassen zeigen eine hervorragende Opazitäts- und Farbstabilität bei Mehrfachbränden. Die gemessenen Farbdifferenzen (ΔE) sind für den üblichen Betrachter nicht zu unterscheiden. Einige der zu Vergleichszwecken untersuchten Mitbewerbermaterialien verhalten sich schlechter und zeigen teilweise bereits nach drei Bränden deutlich wahrnehmbare Opazitäts- und Farbveränderungen. Nach zehn Bränden ist die Veränderung teilweise derart massiv, dass eine neue Farbe vorliegt. Zur besseren Vergleichbarkeit der Schneide- und Dentinmassen wurde für die Achsen der beiden Diagramme (Abbildung 23 und Abbildung 24) die gleiche Auftragung gewählt. Die Messergebnisse des sieben- und zehnfach gebrannten Dentinmasse-Plättchens aus GC Initial LF D-A2 liegen ausserhalb des dargestellten Bereiches. Im Fall von IPS Style Ceram Dentin A2 sind die Ergebnisse des sieben- und zehnfach durchgeführten

Brandes nahezu deckungsgleich, wodurch der Anschein eines fehlenden Messpunktes erweckt wird.

4.4 Qualitative Betrachtung der Schwindung und Benetzung von IPS Style

Die qualitative Einordnung der Schwindung und Benetzbarkeit des Schichtmaterials, auch im Vergleich mit Mitbewerbermaterialien, kann anhand von metallkeramischen Prüfkörpern vorgenommen werden. Die Herstellung wird im Folgenden beschrieben. Grundlage des Verfahrens ist die Herstellung rechteckiger metallkeramischer Grünkörper, die exakt gleiche Dimensionen aufweisen. Damit können Volumenänderungen infolge des Sinterns (Keramikbrand) als Mass für die Schwindung des jeweiligen Materials genommen werden. Gleichzeitig kann festgestellt werden, wie das gesinterte Material den Untergrund, in diesem Fall den Opaker, benetzt.

Für den Test werden Metallplättchen der Grösse 14.5 x 10.7 x 1.1 mm aus Zenotec® NP nach Herstellerangaben vorbereitet und anschliessend mit dem entsprechenden Opaker versehen. Danach wird die zu untersuchende Keramik auf das Metallplättchen geschichtet. Hierfür wird das zu prüfende Keramikpulver mit der jeweiligen Modellierflüssigkeit oder mit entionisiertem Wasser zu einem Schlicker verarbeitet, in mehreren Arbeitsgängen auf das Metallplättchen geschichtet und ggf. abgesaugt. Die Oberfläche der Keramik wird mit einer schräggestellten Rasierklinge unter vorsichtigem hin- und herbewegen abgezogen. Die Schichtstärke des Auftrags und die seitliche Begrenzung sind durch eine Stahlschablone vorgegeben (Abbildung 25). Eine Keramikschichtstärke von 1.5 mm im Grünzustand hat sich als optimal herausgestellt. Die Stirnseiten werden mit einem Objektträger abgezogen. Der Keramikauftrag wird zum Schluss mittig mit einer Rasierklinge bis zum Opaker separiert (Abbildung 25 (d): fertige Prüfkörper, kurz vor dem Brand).

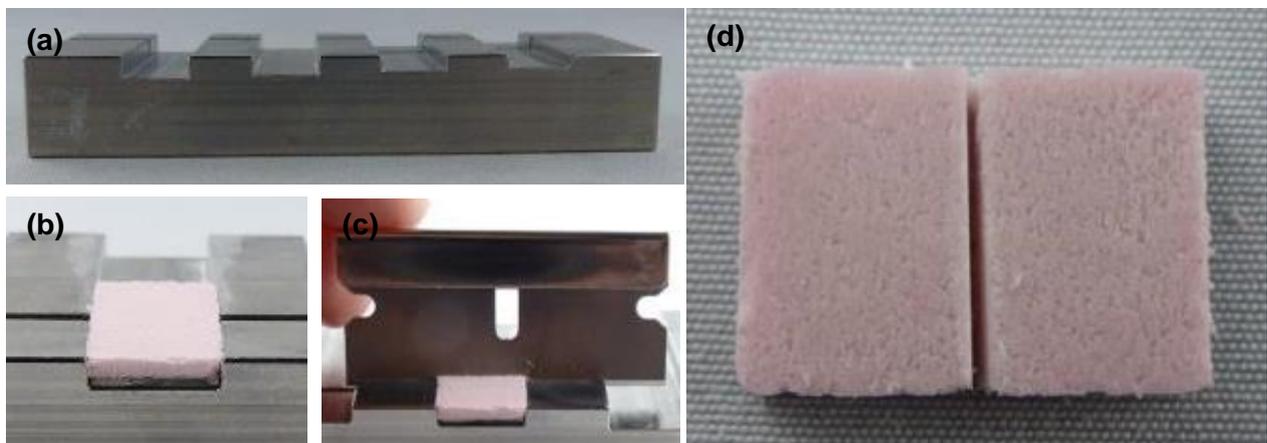


Abbildung 25: Herstellung von Benetzungsprüfkörpern. Schablone (a), verschiedene Herstellungsstadien (b)–(d) (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Nach dem Brand (Brennbedingungen entsprechen den Herstellerangaben) wird das Plättchen in Hinblick auf das Kontaktverhalten von Keramik-zu-Opakerschicht visuell beurteilt.

Die Ergebnisse für Schichtmassen der Ivoclar Vivadent (a-c) im Vergleich mit Mitbewerbermaterialien (d-i) sind in Abbildung 26 dargestellt:

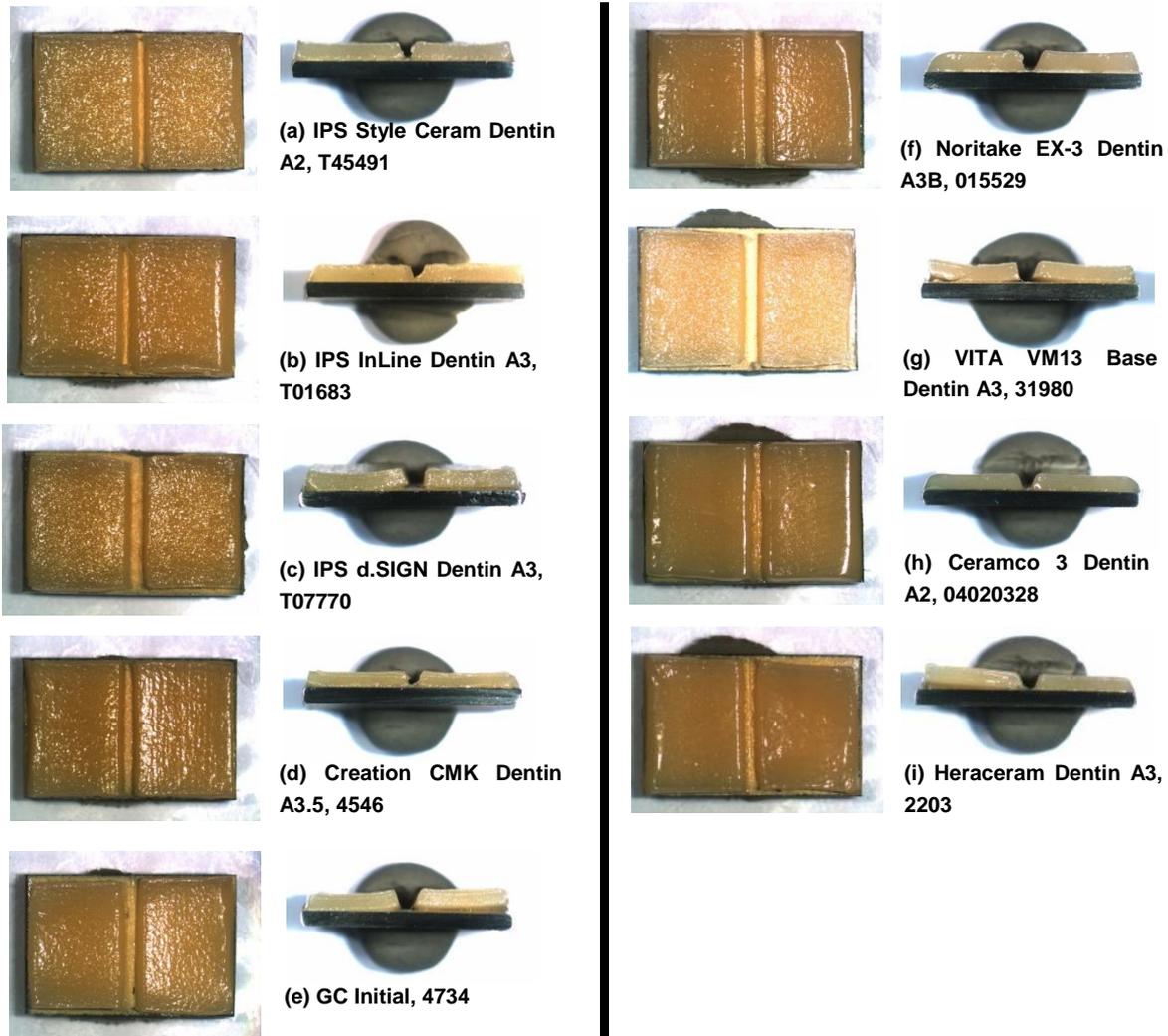


Abbildung 26: Benetzungsprüfkörper unterschiedlicher Dentalkeramiken. Aufgeführt ist immer nur das Dentin des jeweiligen Keramiksystems (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Die Prüfkörper zeigen das typische Schwindungs- und Benetzungsverhalten der jeweiligen Metallkeramik an. Die Form des gesinterten Pulveraufwerks gibt einen Hinweis auf die Schwindung der Keramik. Abhebungen an den Kanten zeigen die Benetzungsunwilligkeit der jeweiligen Dentinmasse während des Brennens an. Der Benetzungstest zeigt eindeutig qualitative Unterschiede im Brennverhalten der diversen Verblendmassen an.

Diese Ergebnisse lassen sich aber nicht ohne Weiteres auf das Sinterverhalten bei der Herstellung dentaler Restaurationen übertragen, da die geometrischen Verhältnisse hier anders gelagert sind (konkave/konvexe Formen anstatt ebener Flächen mit rechten Winkeln).

5 Biokompatibilität

Unter Biokompatibilität (*bios* [griech.] = Leben) versteht man „die Fähigkeit eines Materials eine angemessene biologische Reaktion bei einer bestimmten Verwendung hervorzurufen.“. Es handelt sich hierbei also um eine Wechselbeziehung von Patient, Material sowie dessen Funktion. Die Biokompatibilitätsbeurteilung für ein Material ist kompliziert, da es sich um einen fortlaufenden dynamischen Prozess handelt. Es erfordert ein aufwendiges Prozedere aus *in vitro*- und *in vivo*-Untersuchungen, um die Biokompatibilität zu messen. Bei den *in vitro*-Untersuchungen zur Biokompatibilität werden die Versuche in künstlicher Umgebung, z. B. in Zellkulturschalen, durchgeführt. Im Gegensatz dazu werden *in vivo*-Untersuchungen im lebenden Organismus, in Form von klinischen Studien, durchgeführt [10].

Keramische Werkstoffe sind äusserst säure- und korrosionsbeständig, deshalb gelten sie als besonders bioverträglich. Folgerichtig reichen die im Mundraum herrschenden Bedingungen (pH- und Temperaturänderungen) nicht aus, um aus den Dentalkeramiken Bestandteile herauszulösen. Allerdings können mechanische Zerstörung und chemische Reaktionen (Erosion) Keramikbestandteile beeinflussen. Der mechanische Abrieb beeinflusst indes nicht die Biokompatibilität, denn die abgebrochenen Teilchen bleiben einerseits nicht lange im Mund/Körper und andererseits ändert sich durch das Abbrechen nicht die Zusammensetzung der Keramik. Chemische Reaktionen und das damit verbundene Herauslösen von Bestandteilen könnten zu Problemen führen. Die Zusammensetzung der Dentalkeramik ist aber biologisch unbedenklich und die gelösten Mengen wären so gering, dass auch von solchen Reaktionen kein Risiko für die Biokompatibilität ausgeht. Um einen Nachweis für die Sicherheit der Keramiken bezüglich ihres Lösungsverhaltens zu erbringen, schreibt die ISO 6872 deshalb die *Bestimmung der chemischen Löslichkeit* vor [11].

5.1 *In vitro*-Untersuchungen zur Biokompatibilität

Die Biokompatibilität von IPS Style und IPS Ivocolor wurde mit diversen Tests sowie Literatur- und Datenbankrecherchen bewertet. Neben einer möglichen zellschädigenden Wirkung (Zytotoxizität) wurde auch eine mögliche genschädigende Wirkung (Genotoxizität) untersucht. Eine Bewertung der Sensibilisierung, Irritationswirkung oder akuten systemischen Toxizität wurde über Literaturrecherchen geführt. Der Nachweis über die Abwesenheit einer subchronischen Toxizität wurde über die chemische Löslichkeit erbracht (Abschnitt 5.3).

5.1.1 Zytotoxizität

Als Zytotoxizität wird die zellschädigende Wirkung einer Substanz bezeichnet. Mit dem XTT-Zytotoxizitätstest kann gezeigt werden, ob die untersuchte Substanz zur Hemmung der Zellvermehrung oder gar dem Zelltod führt. Der daraus ermittelte XTT₅₀-Wert gibt die Konzentration einer Substanz an, die ausreicht, um die Zellzahl auf die Hälfte zu reduzieren.

In vitro-Untersuchungen zur Zytotoxizität von IPS Style und IPS Ivocolor erfolgten mit dem XTT-Test an der Zelllinie L929 entsprechend ISO 10993-5. Aus den gesinterten Proben wurden Extrakte in unterschiedlichen Konzentrationen hergestellt, mit denen die Zellen inkubiert wurden. Bei allen untersuchten IPS Style und IPS Ivocolor Proben konnten, selbst mit den höchsten verwendeten Extrakt-Konzentrationen, keine zytotoxischen Effekte beobachtet werden. Da das Material keinerlei Zytotoxizität aufwies, war die Berechnung eines XTT₅₀-Wertes nicht möglich (1-6). Eine zusätzlich durchgeführte Literatursuche erbrachte ebenfalls keine anderen Hinweise.

5.1.2 Genotoxizität

Als Genotoxizität wird die Wirkung von Substanzen oder äusseren Einflüssen bezeichnet, Schäden oder Veränderung im Erbgut von Zellen hervorzurufen.

Von IPS Style- und IPS Ivocolor-Proben wurden Mutagenitätstests an fünf unterschiedlichen Bakterienstämmen durchgeführt. Keine der untersuchten Proben verursachte im Verlaufe des Tests Genmutation durch Basenpaar-Veränderungen oder Rasterverschiebungen im Genom der verwendeten Stämme. Aufgrund der Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass IPS Style und IPS Ivocolor kein mutagenes Potential besitzen (7-12).

5.1.3 Sensibilisierung, Irritationswirkung oder akute systemische Toxizität

Ob von IPS Style und IPS Ivocolor andere mögliche gesundheitliche Risiken ausgehen könnten, wurde mit Hilfe von Literatur- und Datenbanksuchen (Toxikologische Datenbanken) evaluiert. Dentalkeramiken sind seit mehr als 30 Jahren auf dem Markt und es wurde noch von keiner Sensibilisierung berichtet [12-14].

Da keinerlei Zytotoxizität für die beiden Produkte ermittelt wurde, ist davon auszugehen, dass das Risiko von Irritationen durch IPS Style und IPS Ivocolor zu vernachlässigen ist. Bis jetzt wurde auch von keinen vergleichbaren Reaktionen infolge von Keramiken berichtet. Aufgrund der langen Verfügbarkeit von dentalen Keramiken, wurden diverse klinische Studien über lange Zeiträume durchgeführt, während derer Patienten regelmässigen Recalls folgten. Im Rahmen der Studienprotokolle waren die Kliniker angehalten, unerwünschte Nebenwirkungen zu dokumentieren. Bis zum jetzigen Zeitpunkt wurde von keinen schwerwiegenden Nebenwirkungen durch Ivoclar Vivadent Keramiken berichtet.

- ▶ Auf Basis der vorhandenen Informationen kann davon ausgegangen werden, dass von IPS Style und IPS Ivocolor kein zytotoxisches, mutagenes, irritierendes oder sensibilisierendes Risiko für Patienten und Anwender ausgeht.

5.2 Radioaktivität

In der Keramiknorm ISO 6872 wird die Bestimmung der Radioaktivität gefordert. Radioaktivität in dentalkeramischen Materialien wurde und wird von der öffentlichen Wahrnehmung beständig kontrovers diskutiert [11]. Das hat verschiedene Ursachen. Zum einen wurden in den 70er-Jahren radioaktive Fluoreszenzstoffe in den dentalkeramischen Massen verwendet [12]. Zum anderen stammt ein Teil der Ausgangsstoffe der Keramikmassen immer noch aus natürlich vorkommenden Gesteinen, die über eine natürliche Strahlung verfügen. Die Strahlenbelastung, die von Dentalkeramiken ausgeht, ist vernachlässigbar, aber wegen des kumulativen Charakters von Strahlung ist es zwingend erforderlich, dass die keramischen Rohstoffe möglichst geringe Aktivitätskonzentrationen ($< 1.0 \text{ Bq/g } ^{238}\text{U}$) aufweisen [11].

Einige Zerfallsprodukte der Zerfallsreihen von ^{232}Th und ^{238}U sind γ -emittierende Nuklide und können mit Hilfe der γ -Spektroskopie gemessen werden.

Die für IPS Style ermittelten Werte der Aktivitätskonzentration betragen $< 0.03 \text{ Bq/g}$ für ^{238}U und ^{232}Th (13-15).

Die für IPS Ivocolor ermittelten Werte der Aktivitätskonzentration betragen $\leq 0.16 \text{ Bq/g}$ für ^{238}U und ^{232}Th (16-18).

- ▶ Damit kann gezeigt werden, dass die Aktivitätskonzentration von ^{238}U immer viel kleiner ist als der nach ISO-Norm 6872 erlaubte Grenzwert von 1 Bq/g.
(Zum Vergleich: Die Aktivitäten der Erdkruste liegen für ^{238}U und ^{232}Th im Bereich von 0,03 Bq/g)

5.3 Chemische Löslichkeit

Es wurden unterschiedliche Proben der IPS Style-Massen für die Bestimmung der chemischen Löslichkeit untersucht:

Probenname	Chemische Löslichkeit [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]
IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2	23
IPS Style Ceram Margin M2	10
IPS Style Ceram Dentin A2	15
IPS Style Ceram Opal Effect OE5	6
IPS Style Ceram Incisal I5	8

Tabelle 4: Chemische Löslichkeit von IPS Style nach ISO 6872. (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- ▶ Alle gemessenen Werte der chemischen Löslichkeit von IPS Style sind viel kleiner als der laut ISO 6872 erlaubte Höchstwert von $< 100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$.

Es wurden unterschiedliche Proben von IPS Ivocolor für die Bestimmung der chemischen Löslichkeit untersucht:

Probenname	Chemische Löslichkeit [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]
IPS Ivocolor Glaze clear	14
IPS Ivocolor Essence Copper	73

Tabelle 5: Chemische Löslichkeit von IPS Ivocolor nach ISO 6872. (F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- ▶ Die gemessenen Werte der chemischen Löslichkeit von IPS Ivocolor liegen unter dem laut ISO 6872 erlaubten Höchstwert von $< 100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$.

5.4 Referenzen Biokompatibilität

(Berichte aus Auftragsmessungen von Ivoclar Vivadent AG, Referenzen nicht veröffentlicht.)

- (1) Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Harlan Report No. 1667301. 2015.
- (2) Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Harlan Report No. 1647701. 2014.
- (3) Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test) Harlan Report No. 1647702. 2014.
- (4) Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Harlan Report No. 1641100. 2014.
- (5) Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: (XTT-Test). Harlan Report No. 1630703. 2014.
- (6) Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: (XTT-Test). Harlan Report No. 1630702. 2014.
- (7) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1667302. 2014.
- (8) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1647703. 2014.

- (9) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1647704. 2014.
- (10) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay Harlan Report No. 1630709. 2014.
- (11) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1630708. 2014.
- (12) Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Harlan Report No. 1630713. 2014.
- (13) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with IPS Style Margin. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (14) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with Pulver NBR Farbmischung. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (15) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with Pulver NBS Mischung. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (16) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with GM Rainbow Glasur clear. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (17) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with PU Rainbow Shade Mix 2. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (18) Laugs O. Activity measurement of the nuclides ^{232}Th and ^{238}U in dental ceramic with PU Rainbow Shade Mix 1. Forschungszentrum Jülich. 2014.

6 Referenzen

1. Foser HP. Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. Dental Spectrum 1999;15:185-195.
2. Lutze K (2013). Ein Lukratives Geschäft - Zähne vom Schlachtfeld: zm online.
3. Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, 8. (unveränderte) Auflage. Thieme; 2005.
4. Strietzel R. Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme. Neuer Merker GmbH; München 2005.
5. Janda R. Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. Teil 1: Grundlagen. Quintessenz Zahntechnik 2006;32:1264-1273.
6. Höland W. Glaskeramik. vdf Hochschulverlag AG; Zürich 2006.
7. Höland W, Beall G. Glass-Ceramic Technology. The American Ceramic Society; 2002.
8. Vogel W. Glaschemie. 3 ed. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie; 1992.
9. Hülsenberg D. Phasentrennung in Gläsern. Römpp Thieme Verlag 2011.
10. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. The Journal of Prosthetic Dentistry 2001;86:203-209.
11. Pospiech P. Biokompatibilität keramischer Systeme. Quintessenz Zahntechnik 2005;31:1337-1343.
12. Cavazos E, Jr. Tissue response to fixed partial denture pontics. The Journal of Prosthetic Dentistry 1968;20:143-153.
13. Allison JR, Bhatia HL. Tissue changes under acrylic and porcelain pontics. J Dent Res 1958;37:66-67.
14. Henry PJ, Johnston JF, Mitchell DF. Tissue changes beneath fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1966;16:937-947.

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 vergleichbaren 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
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Wissenschaftlicher Dienst

Ausgabe: Juli 2016