

# IPS Style®



**MAKE IT  
STYLE  
YOUR!**

## Documentazione scientifica

**ivoclar** .  
**vivadent**®  
passion vision innovation

## Indice

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 1     | Introduzione .....   | 3  |
| 2     | Descrizione del materiale .....  | 5  |
| 2.1   | Basi di scienza dei materiali: ceramica dentale.....   | 5  |
| 2.1.1 | Materie prime.....   | 5  |
| 2.1.2 | Vetro e ceramica – vetroceramica.....  | 7  |
| 2.1.3 | Produzione della vetroceramica – cristallizzazione volumetrica e cristallizzazione superficiale..... | 8  |
| 2.1.4 | Formazione della struttura di sinterizzazione attraverso vetrificazione .....                        | 11 |
| 2.2   | Legame metallo-ceramica .....  | 13 |
| 2.3   | Scienza dei materiali relativa a IPS Style ed IPS Ivocolor .....                                     | 14 |
| 2.3.1 | IPS Style e le funzioni della leucite, fluorapatite ed ossiapatite .....                             | 14 |
| 2.3.2 | Legame metallo-IPS Style e trasparenza .....   | 16 |
| 2.3.1 | IPS Ivocolor .....   | 17 |
| 3     | Dati tecnici.....  | 18 |
| 3.1   | IPS Style .....  | 18 |
| 3.2   | IPS Ivocolor .....   |    |
| 4     | Caratteristiche materiali di IPS Style.....  | 21 |
| 4.1   | Analisi della struttura vetroceramica di 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   | Caratteristiche di IPS Style secondo le norme ISO 6872:2015.....                                     | 26 |
| 4.2.1 | Resistenza alla flessione e resistenza alla frattura delle masse da stratificazione IPS Style .....  |    |
| 4.2.2 | Indici termici delle masse da stratificazione IPS Style .....  | 26 |
| 4.3   | Stabilità cromatica di IPS Style con molteplici cotture.....   | 27 |
| 4.4   | Osservazione qualitativa della contrazione ed umettamento di IPS Style .....                         |    |
| 5     | Biocompatibilità .....   | 31 |
| 5.1   | Ricerche <i>in vitro</i> sulla biocompatibilità.....   | 31 |
| 5.1.1 | Citotossicità .....  | 31 |
| 5.1.2 | Genotossicità .....  | 32 |
| 5.1.3 | Sensibilizzazione, effetto irritante o tossicità sistemica acuta .....                               | 32 |
| 5.2   | Radioattività .....  | 32 |
| 5.3   | Solubilità chimica.....  | 33 |
| 5.4   | Riferimenti sulla biocompatibilità .....   | 33 |
| 6     | Riferimenti.....   | 35 |

# 1 Introduzione

IPS Style® è un innovativo sistema ceramico per la realizzazione di restauri in metalloceramica - dalla corona anteriore fino al ponte di più elementi.

La base per IPS Style è rappresentata da vetroceramiche di nuovo sviluppo, che contengono la leucite, la fluoroapatite e l'ossiapatite. Queste consentono la realizzazione di restauri con elevata stabilità di cottura, contrazione ottimizzata ed estetica di aspetto naturale.



Per la **classica tecnica di rivestimento estetico** è disponibile **IPS Style Ceram**, una metalloceramica altamente estetica con cristalli di leucite, fluoroapatite ed ossiapatite, per individuali possibilità di modellazione e creatività senza limiti.



Come **ceramica monostrato** invece è disponibile **IPS Style Ceram One**, a seconda dei requisiti del paziente, l'opzione ideale per una stratificazione rapida e semplice.



IPS Ivocolor è l'**assortimento di supercolori e glasura universali** per la **pittura individuale** e caratterizzazione di materiali ceramici. La gamma prodotti è calibrata con le ceramiche da stratificazione, pressatura e CAD della Ivoclar Vivadent e con gli ossidi di zirconio Wieland Dental e consente un impiego indipendentemente dal valore CET della ceramica.

## Il sistema:



## **Indicazioni:**

### *IPS Style*

- Classica ceramica da rivestimento estetico pluristrato per le leghe dentali maggiormente utilizzate (incluso Galvano) con CET nel campo di 13,8 – 15,2 x 10<sup>-6</sup>/K (25 – -500°C)
- Ceramica da rivestimento estetico monostrato per le leghe dentali maggiormente utilizzate (incluso Galvano) con CET nel campo di 13,8 – 15,2 x 10<sup>-6</sup>/K (25 – -500°C) (IPS Style Ceram One)
- Faccette su monconi refrattari (soltanto IPS Style Ceram)
- Caratterizzazione con supercolori IPS Ivocolor Shade ed Essence
- Glasura con IPS Ivocolor Glaze

### *IPS Ivocolor*

- Pittura, rispettivamente caratterizzazione e glasura di materiali ceramici di Ivoclar Vivadent e Wieland Dental:
  - ✓ Ceramiche da rivestimento estetico
  - ✓ Ceramiche da pressatura
  - ✓ Ceramiche per fresatura
  - ✓ Ossido di zirconio (struttura e interamente anatomico)

## **Controindicazioni:**

### *IPS Style*

- Bruxismo
- Rivestimento di strutture in titanio e ossido di zirconio
- Tutti gli utilizzi non elencati tra le indicazioni

### *IPS Ivocolor*

- IPS Ivocolor è controindicato per tutti gli altri utilizzi che non sono riportati come indicazione.
- IPS Ivocolor non è indicato per la pittura, caratterizzazione e glasura di restauri IPS e.max® CAD parzialmente cristallizzati (allo stato blu), nonché per IPS e.max® CAD Veneering Solutions.

## 2 Descrizione del materiale

Già nella preistoria l'umanità era a conoscenza dell'utilità medica ed estetica di un restauro protesico. Già oltre 3500 anni fa, gli antichi egizi hanno provato a chiudere delle brecce della dentatura. A tale scopo hanno realizzato dei denti dal legno dell'albero del sicomoro fissati ai denti contigui con dei fili d'oro. Secondo lo stesso principio gli etruschi realizzavano restauri protesici con denti di bovini. Fino all'inizio del 19. secolo, per la realizzazione di restauri protesici, oltre all'avorio, venivano utilizzati anche denti umani naturali estratti nei campi di battaglia di quei tempi (denti Waterloo). I primi denti in porcellana sono stati sviluppati nel 1709. Soltanto nel 1837, in Inghilterra, è finalmente iniziata la produzione industriale di denti in porcellana. Con la realizzazione della prima protesi in caucciù con denti in porcellana (1846) è quindi iniziata una nuova era nel campo del trattamento protesico dentale [1; 2]

I materiali ceramici, in seguito alla loro fragilità e tendenza alla frattura, possiedono limitate possibilità di impiego come restauro protesico duraturo. Per questo motivo, già dal 1733, sono state intraprese prove per aggirare queste limitazioni attraverso l'impiego di strutture metalliche. Soltanto all'inizio degli anni '60 la metalloceramica è diventata accessibile all'odontoiatra restaurativa attraverso l'uso brevettato di leghe d'oro per il legame con la ceramica. Fino ad oggi la gamma di leghe disponibili si è fortemente ampliata ed ora sono disponibili anche leghe vili. [3].

### 2.1 Basi di scienza dei materiali: ceramica dentale

#### 2.1.1 *Materie prime di base*

Per poter realizzare un restauro protesico ad un elevato livello estetico e funzionale, sono necessari materiali che presentano molteplici caratteristiche. Da un lato devono presentare caratteristiche ottiche simili al dente (colore e traslucenza) e dall'altro devono essere biocompatibili. Per l'impiego orale è necessario prestare particolare attenzione alla calibratura delle caratteristiche quali durezza, elasticità, resistenza nonché abrasione. Questi versatili requisiti sono riuniti nelle vetroceramiche.

Le classiche ceramiche dentali derivano dalla porcellana, presentano tuttavia una composizione diversa. In comune hanno le tre componenti principali feldspato, quarzo e caolino (chiamato anche sostanza minerale argillosa o terracotta). Come evidenziato nella figura 1, le ceramiche dentali si distinguono drasticamente dalle porcellane per quanto riguarda la concentrazione di queste tre componenti. Mentre il caolino con ca. 40 - 70 % in peso è la componente principale della composizione della porcellana, questo minerale argilloso, se contenuto, è ancora impiegato soltanto in concentrazioni estremamente ridotte nelle ceramiche dentali. In quest'ultime la componente centrale è rappresentata dal feldspato. Di conseguenza, la definizione di porcellana, spesso utilizzata in relazione a denti artificiali e materiali da rivestimento estetico non è sensata. La differenza rispetto alla porcellana diventa sempre più evidente, tanto più aumenta la quota di feldspato e tanto più diminuisce la quota di caolino. Attraverso questo adattamento del rapporto, il carattere della ceramica diventa sempre più simile al vetro [3].

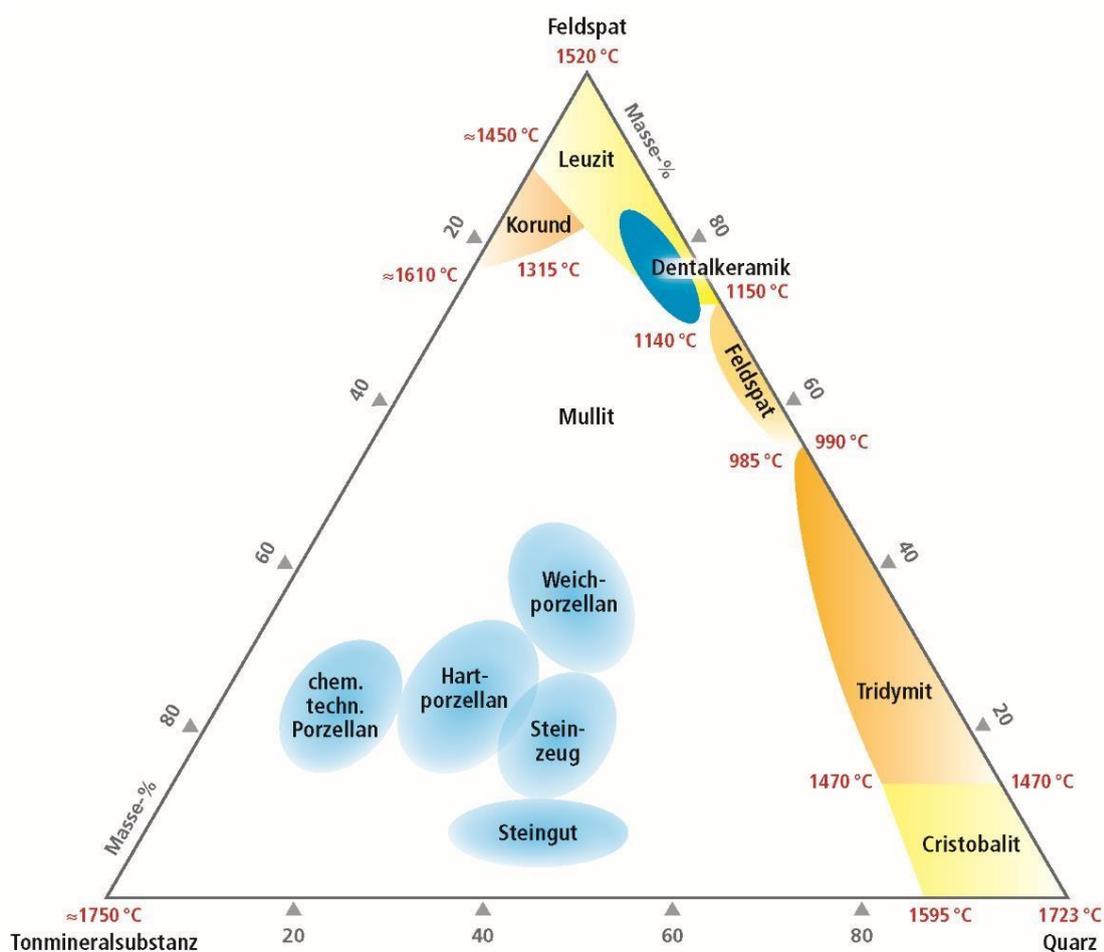
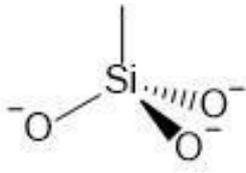


Figura 1: Diagramma delle tre sostanze caolino-feldspato-quarzo con la tipica composizione di alcuni prodotti ceramici [secondo [3]].

Le tre sostanze di base hanno determinate funzioni nella massa ceramica. Il *caolino* è responsabile della modellabilità e plasticità delle masse. Per le masse ceramiche dentali, è però insignificante in seguito alla sua insufficiente resistenza meccanica. Con l'aggiunta di *quarzo*, uno dei minerali più diffusi, si aumenta la quota della fase vetrosa. In natura, il quarzo cristallino ( $\text{SiO}_2$ ) è presente in diverse modifiche. Il quarzo rosa impiegato per le masse ceramiche deve essere di elevato grado di purezza, perché eventuali impurità (ossidi di metallo) possono influire sulla qualità del prodotto. Il quarzo di questa qualità viene estratto principalmente in Svezia o Norvegia. Anche la componente centrale delle ceramiche dentali, il *feldspato*, è presente nella corrispondente qualità in depositi della Norvegia. Il feldspato appartiene al gruppo dei silicati di struttura. Questi sono formati da un reticolo volumetrico di tetraedri in  $\text{SiO}_4$  (Figura 2 e Figura 3). Alcuni ioni di silicio ( $\text{Si}_{4+}$ ) nei tetraedri vengono sostituiti da ioni di alluminio ( $\text{Al}_{3+}$ ). La compensazione dei carichi negativi risultanti degli ioni di ossigeno avviene attraverso diversi cationi (p.es. sodio, potassio). Così si formano cristalli misti dalla diversa composizione:



| Nome                           | Minerale   | Composizione                                     |
|--------------------------------|------------|--|
| Feldspato bicarbonato di sodio | Albite     | NaAlSi <sub>3</sub> O <sub>8</sub>               |
| Feldspato di potassio          | Orthoclase | KAlSi <sub>3</sub> O <sub>8</sub>                |
| Feldspato di calce             | Anortite   | CaAl <sub>2</sub> Si <sub>2</sub> O <sub>8</sub> |

Figura 2: Sinistra:  $[SiO_4]_4^-$  - Tetraedri, unità di base dei reticoli struttura di silicato. Destra: Tabella dei tipici rappresentanti dei feldspati.

Le caratteristiche dei feldspati dipendono fortemente dalla loro composizione. Così nella fusione di feldspato di potassio (~1150°C) si arriva alla separazione di cristalli di leucite (KAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>). Attraverso la temperatura di fusione più elevata della leucite (1520°C), le ceramiche dentali hanno una buona stabilità e gli oggetti modellati rimangono in forma anche ad elevate temperature di cottura. La formazione di leucite è responsabile anche di un aumento del coefficiente di espansione (CET) e di un miglioramento della resistenza meccanica.

Poiché è difficile ottenere una materia prima naturale in qualità costante e nelle quantità necessarie, le materie base vengono prodotte sinteticamente. I vantaggi di queste ceramiche dentali prive di feldspato consistono chiaramente nella qualità costante e nell'assenza di errori in conseguenza alla mancanza di impurità naturali [3],[4].

### 2.1.2 Vetro e ceramica – vetroceramica

Nelle ceramiche dentali spesso si parla soltanto di „ceramiche“, anche se in senso stretto, oltre che di pure ceramiche, si può trattare anche di vetri e di vetroceramiche.

*Vetro* è un materiale amorfo, nel quale i [tetraedri SiO<sub>4</sub>]<sub>4</sub> (vedi figura 2) sono reticolati tridimensionalmente e disordinatamente. I loro atomi dispongono soltanto di un ordine a breve distanza e non di uno a lunga distanza (longe range order) (Figura 3 a).

*Le ceramiche* invece dispongono sia di un ordine a breve che a lunga distanza (Figura 3 b), possiedono una struttura cristallina ordinata [5].

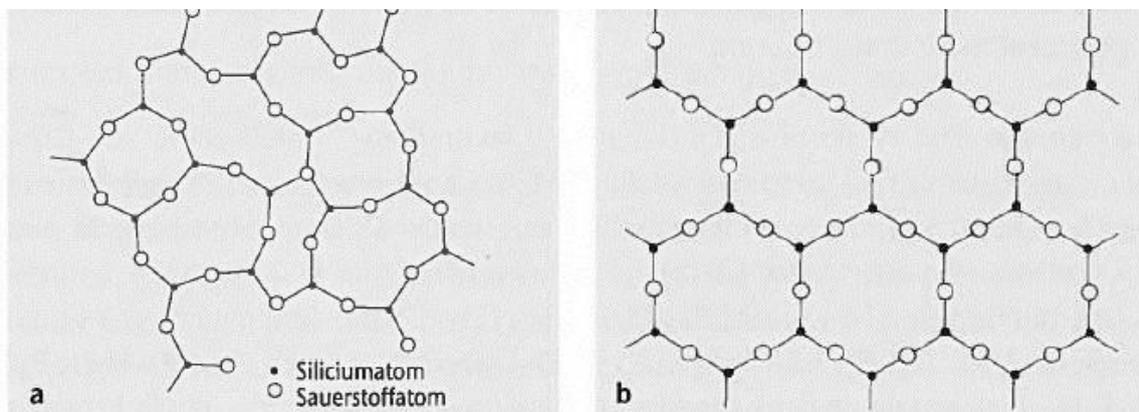


Figura 3: Struttura vetrosa amorfa (a) e struttura cristallina della ceramica (b) [5].

Dalle definizioni del vetro e della ceramica si può evincere il carattere della *vetroceramica*, il materiale di cui sono composte molte ceramiche dentali [5]. Le vetroceramiche (Figura 4) dispongono di fasi vetrose (aree amorfe) e fasi cristalline (aree cristalline). Di ogni tipo di fase deve esserne presente almeno una, possono però coesistere anche più fasi cristalline e anche amorfe. Con l'aiuto di diversi tipi di cristalli si possono regolare caratteristiche definite. In tal modo, attraverso la mirata separazione di leucite si può aumentare il coefficiente di espansione, rispettivamente attraverso la fluoroapatite si può regolare la trasmissione di luce della vetroceramica. Attraverso i cristalli che si incontrano si creano limiti granulari che fungono da ostacolo alla formazione di incrinature e che quindi migliorano la resistenza meccanica della vetroceramica.

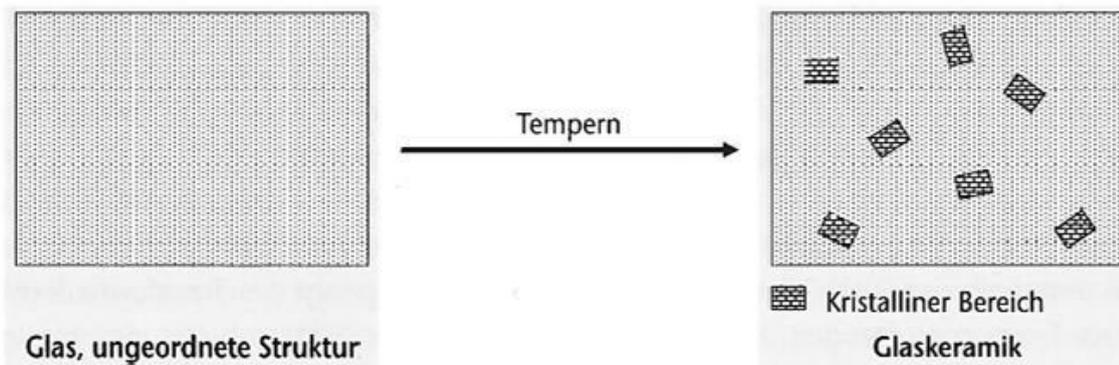


Figura 4: Formazione di una vetroceramica attraverso la cristallizzazione mirata da vetro amorfo [5].

La maggior parte delle vetroceramiche viene prodotta da vetri di base triturati con la cristallizzazione mirata durante complessi processi di tempera. La produzione di vetroceramiche può avvenire attraverso due diversi meccanismi. La formazione mirata di germi e la cristallizzazione possono avvenire da un lato nel volume (*cristallizzazione volumetrica*) oppure attraverso attivazione superficiale tribochimica (*cristallizzazione superficiale*). Quale meccanismo abbia luogo, dipende dalle materie di partenza, rispettivamente dal tipo di cristalli che ne derivano. Qui di seguito approfondiamo entrambe i meccanismi [6; 7].

### 2.1.3 Produzione della vetroceramica – cristallizzazione volumetrica e cristallizzazione superficiale

La formazione di cristalli nel vetro era una tematica esistente già prima degli esordi della cristallizzazione guidata. Se in una matrice di vetro avviene una formazione incontrollata di cristalli, si parla di devetrificazione. Nella maggior parte dei casi questo processo è indesiderato. I prodotti così risultanti appaiono opachi ed attraverso la crescita incontrollata dei cristalli (cristalli distribuiti inomogeneamente, dimensioni differenti) si creano tensioni nel vetro, che conducono ad una maggiore tendenza alla frattura. Grazie a conoscenze sempre maggiori dei meccanismi della cristallizzazione alla fine è stato possibile far decorrere questo procedimento in modo mirato e produrre quindi vetroceramiche dalle caratteristiche definite.

La formazione di cristalli nelle vetroceramiche decorre in due processi separati o sovrapposti fra di loro, la formazione di germi e la crescita dei cristalli. Per un decorso ideale della cristallizzazione mirata, si devono formare molto rapidamente germi di dimensioni uniformi, di pochi nanometri. Questi crescono quindi in cristalli uniformi distribuiti omogeneamente.

La *cristallizzazione volumetrica* può essere attivata e guidata anche attraverso un'ideale composizione chimica di speciali vetri di base ed additivi nonché attraverso un'ideale conduzione termica. La formazione di fasi amorphe e cristalline in nanoscala può avvenire attraverso una cosiddetta scomposizione nella quale si formano fasi di matrice e goccioline di diversa composizione. Nelle goccioline (sfere blu nella figura 5 a e c) si concentrano tutte le componenti necessarie alla formazione di legami chimici stabili (germi/cristalli). Durante la crescita delle microfasi pervadono strutture di legame (Figura 5 b) che consentono un ingrandimento delle gocce formatesi originariamente fino ad una dimensione equilibrata. All'interno delle gocce, le singole componenti dei germi devono percorrere tragitti molto brevi per congiungersi e quindi costruire un germe. Pertanto la germinazione può avvenire molto rapidamente e si formano germi di dimensioni uniformi. Intorno alle gocce si crea un involucro che rappresenta un limite alla matrice vetrosa circostante. Questa da un lato include le componenti del germe e dall'altro limita la crescita dei cristalli [8].

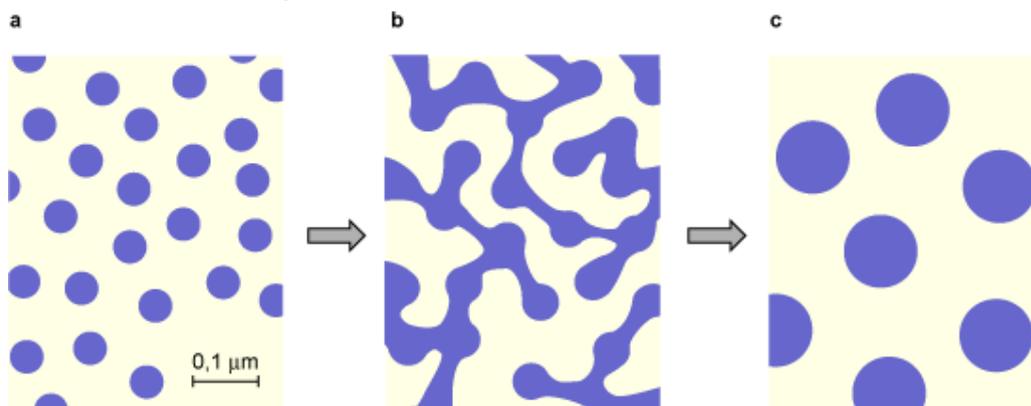


Figura 5: Rappresentazione schematica della crescita di scomposizioni a forma di goccia (blu) nella matrice di vetro (giallo) [9].

Attraverso l'involucro delle gocce si arriva ad un livellamento delle dimensioni dei cristalli. Soltanto a temperature di cottura più elevate avviene nuovamente un trasporto materiale delle componenti cristalline necessarie dalla fase della matrice in direzione dell'involucro della goccia. In tal modo i cristalli crescono contemporaneamente oltre le precedenti gocce e si incontrano infine rapidamente in seguito all'elevato numero di germi di origine, mantenendo quindi piccole le dimensioni dei cristalli. Questo porta quindi generalmente ad una resistenza meccanica fortemente aumentata del prodotto risultante. [8]. I cristalli di fluoroapatite si formano per esempio attraverso la cristallizzazione volumetrica.

Il secondo meccanismo della cristallizzazione guidata è la cristallizzazione superficiale a decorso più rapido. La germinazione rispettivamente cristallizzazione parte dalle superfici dei granuli di vetro. Attraverso questo meccanismo si arriva ad esempio alla separazione di leucite o anche dell'ossiapatite. La produzione delle vetroceramiche avviene attraverso tecnologia delle polveri. Il vetro viene miscelato da materie prime triturate nella composizione idonea e prodotto attraverso fusione e successiva tempera. Le fritte di vetro così prodotte vengono nuovamente triturate, così che ne risulti una polvere di vetro con una granulometria media di 20- 40 µm. In seguito al del fine processo di triturazione (attivazione tribochimica) si

rompono legami chimici e si producono gruppi OH reattivi sulla superficie del granulo di vetro. In tal modo si creano superfici del granulo, che fungono da punto di partenza della germinazione superficiale. Il processo di cristallizzazione che decorre parallelamente durante il successivo processo di sinterizzazione è raffigurato nella Figura 6 [6; 7].

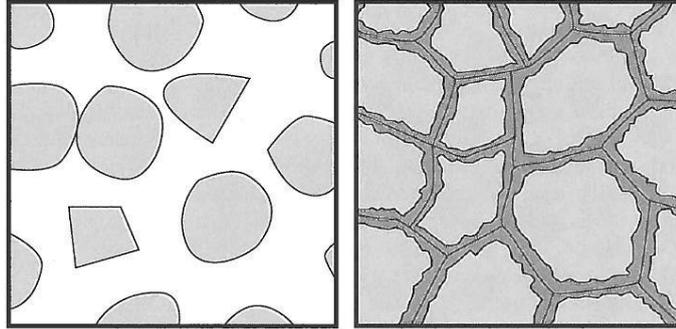


Figura 6: Raffigurazione schematica della cristallizzazione superficiale. Sinistra: singoli granuli di vetro, destra: cristallizzazione sulla superficie durante la tempera [6].

Durante la sinterizzazione i cristalli crescono direttamente dalla superficie dei granuli di vetro originari verso l'interno e si arriva alla formazione di una struttura compatta. Pertanto i nuovi cristalli, a sinterizzazione ultimata della vetroceramica, si trovano lungo i precedenti limiti del granulo. Questo porta all'aspetto illustrato nella Figura 7. I cristalli di leucite allineati su fronti di crescita come collane di perle.

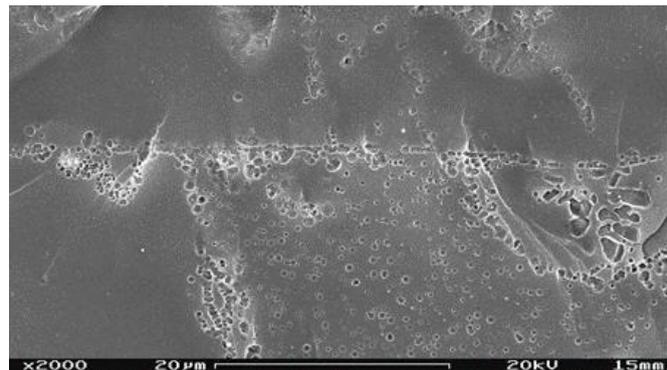


Figura 7: Fronti di crescita simili a collane di perle di cristalli di leucite nella vetroceramica (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Grazie a conoscenze dettagliate della germinazione e dei meccanismi di cristallizzazione, nonché attraverso l'uso di complessi procedimenti di tempera è possibile interrompere la crescita dei cristalli ad alla dimensione desiderata dei cristalli. La vetroceramica risultante viene triturata e quindi miscelata con altre polveri di vetroceramica. La miscela così ottenuta può contenere diverse fasi cristalline e quindi unire i vantaggi dei singoli cristalli in una ceramica da rivestimento estetico creata su misura. IPS Style unisce i vantaggi delle tre fasi cristalline ossiapatite, leucite e fluoroapatite.

### 2.1.4 Formazione della struttura di sinterizzazione attraverso vetrificazione

Di regola i materiali vetroceramici sinterizzano attraverso uno scorrimento viscoso, cioè con l'aumentare della temperatura del processo, si forma una fase fluida che favorisce la variazione di forma e lo scorrimento di particelle amorfe. Dopo l'iniziale formazione di colli di sinterizzazione fra particelle che sono a contatto fra di loro, nel corso del tempo, le superfici di contatto fra queste aumenta e si eliminano i pori, il che conduce ad una condensazione del corpo. Rappresentazione del processo nella Figura 8:

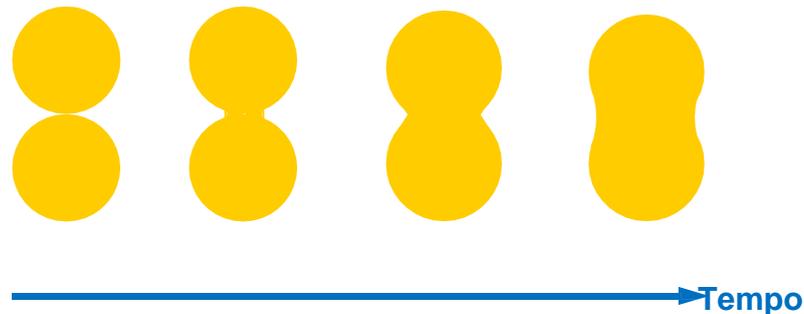
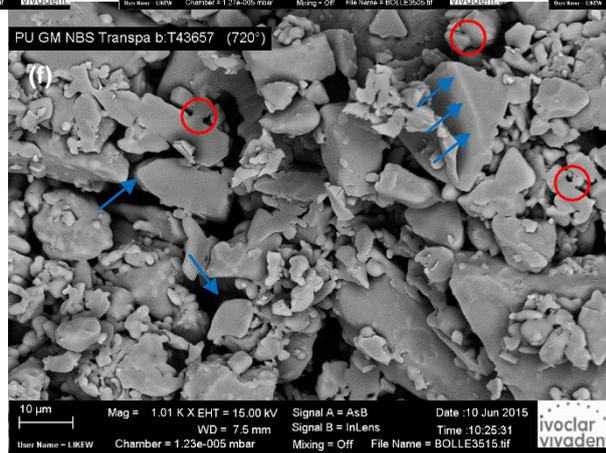
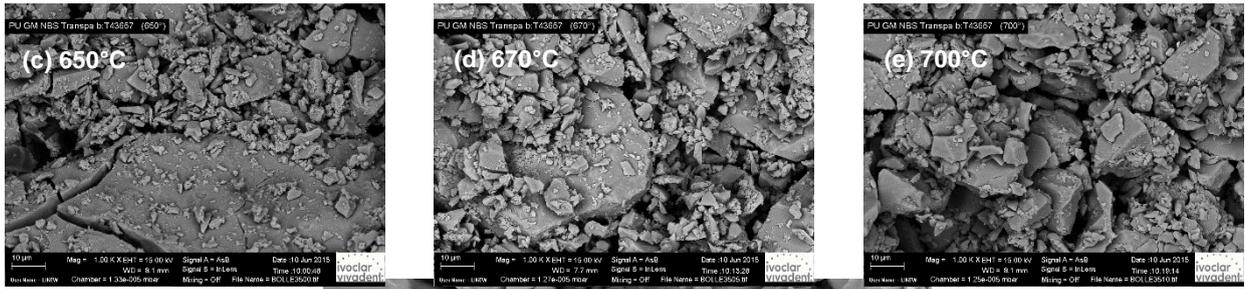
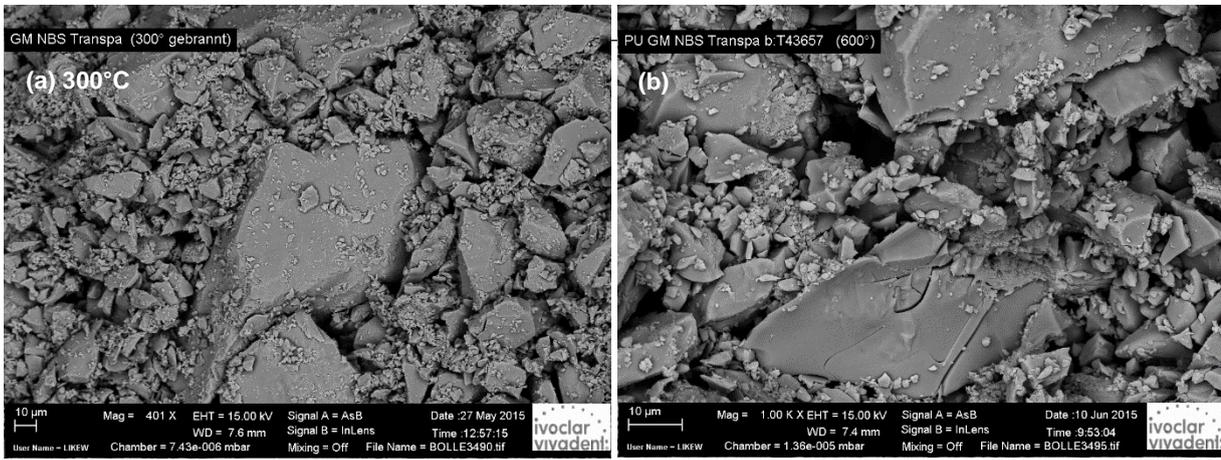


Figura 8: Rappresentazione schematica della vetrificazione. Inizialmente si formano colli di sinterizzazione fra le singole particelle.

Come tutti i processi di condensazione, anche la vetrificazione è spinta dalla minimizzazione dell'entalpia libera sotto riduzione volumetrica e formazione di delimitazioni del granulo energeticamente favorite al posto di superfici del granulo energeticamente sfavorevoli. Il decorso della vetrificazione è determinato da fattori geometrici, cinetici e termodinamici e dipende pertanto dalle dimensioni del granulo della particella vetroceramica nonché dalla viscosità e tensione superficiale della fase vetrosa.

Il decorso idealizzato della Figura 8 viene mostrato nella successiva Figura 9 per il sistema reale IPS Style sull'esempio di una massa di base non colorata. L'immagine del microscopio elettronico a scansione (Immagine SEM) (a) indica lo stato di partenza del campione compattato ed asciugato dall'odontotecnico (ingrandimento 400x, rimanenti immagini SEM della Figura 9: ingrandimento 1000x). Sono chiaramente visibili le particelle vetroceramiche compattate (granuli a spigoli vivi). Dopo il riscaldamento del materiale a 600°C (b) non è pressoché visibile alcuna modifica rispetto allo stato di partenza. Una simile struttura di sinterizzazione è visibile anche nei campioni che sono stati riscaldati a 650°C (c), 670°C (d) e 700°C (e). Nella figura (f) è raffigurato il campione riscaldato a 720°C, nel quale si formano i primi colli di sinterizzazione (cerchio rosso). Le forme dei granuli, rispetto alle immagini precedenti, hanno un aspetto più arrotondato (vedi frecce blu), denotando un inizio di scorrimento. Proseguendo il processo di cottura (g-h) le particelle che vengono a contatto fra di loro si compenetrano attraverso la fluidità viscosa. A partire da 800°C (i) la struttura è altamente sinterizzata.



○ Colli di sinterizzazione

➔ forme del granulo arrotondate

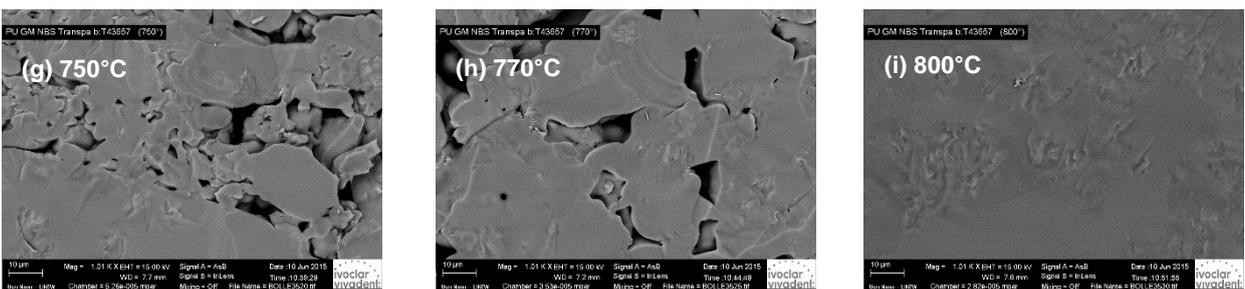


Figura 9: Formazione della struttura di sinterizzazione dipendente dalla temperatura di una massa base IPS Style, fra 300 °C ed 800 °C (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

## 2.2 Legame metallo-ceramica<sup>1</sup>

Il presupposto per il legame è la buona umettabilità della superficie della lega attraverso l'opaco presente che diventa vischioso alle elevate temperature. In generale il legame metallo-ceramica si basa però sull'adesione, cioè l'effetto adesivo fra una superficie marginale (in tal caso la superficie metallica) ed una seconda fase, in questo caso la ceramica. Qui di seguito descriviamo i più importanti meccanismi di adesione:

- **Adesione attraverso legame meccanico**

La ceramica aderisce meccanicamente sulla superficie metallica attraverso il riempimento degli avvallamenti rispettivamente inglobando strutture sporgenti e punti di ancoraggio, che dopo il condizionamento del metallo sono presenti sulla superficie. Oltre a questa adesione meccanica, la ceramica, attraverso il basso coefficiente di espansione termica rispetto alla lega, si trova sotto una determinata tensione da pressione che aumenta il legame.

- **Adesione attraverso legame chimico**

Processi quali reazioni chimiche, processi di soluzione, processi di ossiriduzione o redox, diffusione e precipitazione conducono alla superficie marginale metallo-ceramica ad una caratteristica zona di passaggio. In particolare in presenza di componenti della lega non nobili, in questa zona si arriva ad una saturazione sia del metallo che della ceramica di determinati ossidi metallici. Nel caso ideale si forma così un monostrato di ossido che è sia componente del metallo che della ceramica. Le energie e le strutture elettroniche che ne risultano sono identiche in ogni punto della superficie marginale. Il presupposto per questo comportamento è uno strato di ossido che si forma sulla superficie metallica durante la cottura di ossidazione.

Questo meccanismo di unione può essere raffigurato come segue:

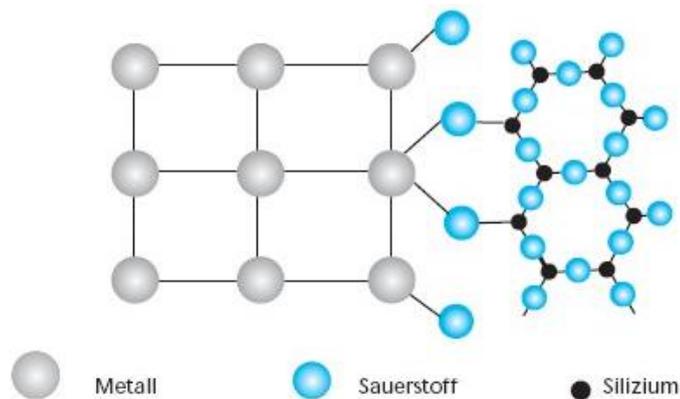


Figura 10: Raffigurazione grafica del legame chimico<sup>2</sup>.

Il legame chimico parte da atomi di ossigeno, che appartengono sia allo strato metallico che alla ceramica e che uniscono entrambe i materiali.

- **Adesione attraverso forze intramolecolari**

Fra lega e ceramica agiscono forze a corto raggio che, riassumendo, possono essere definite forze Van der Waals. Il loro contributo al legame di adesione è minore di quello del legame meccanico e di quello chimico.

<sup>1</sup> Im Focus: Legierungs-/ Keramikverbund, IPS InLine®, Ivoclar Vivadent AG, 2005.

<sup>2</sup> Schnettger A., Fachhochschule Osnabrück 2004.

## 2.3 Scienza dei materiali: IPS Style ed IPS Ivocolor

### 2.3.1 IPS Style e le funzioni della leucite, fluorapatite ed ossiapatite

#### 2.3.1.1 IPS Style

IPS Style è una metalloceramica, che come ceramica da rivestimento estetico priva di feldspato si orienta ai vantaggi di una ceramica da rivestimento estetico di elevata qualità, ma che grazie alla temperatura di cottura più bassa, la supera in riguardo a campo di impiego e sicurezza ed inoltre pone nuovi standard anche dal punto di vista dell'estetica.

IPS Style si distingue per:

- elevata stabilità di cottura (stabilità dei contorni) con molteplici cotture
- ottimale umettamento dell'opaquer senza sollevamento e ritiro della ceramica
- ossiapatite come fase cristallina per regolare la traslucenza
- fluoroapatite come fase cristallina per regolare la luminosità
- elevata stabilità cromatica e mantenimento della luminosità con molteplici cotture (nessun ingrigimento)
- bassa temperatura di cottura

La base chimica di IPS Style è rappresentata da vetroceramiche miste, che contengono *leucite*, *fluoroapatite* ed *ossiapatite* come fasi cristalline (Figura 11). Il contenuto e la distribuzione dei cristalli in queste vetroceramiche, nonché la loro viscosità, in interazione con la distribuzione granulometrica accuratamente regolata delle masse da stratificazione, determinano le caratteristiche fisico-chimiche di IPS Style. Questo principio del materiale, è messo in pratica in modo costante dall'opaco fino allo smalto e garantisce la realizzazione ottimale del restauro in riguardo a legame, compatibilità ed aspetto estetico.

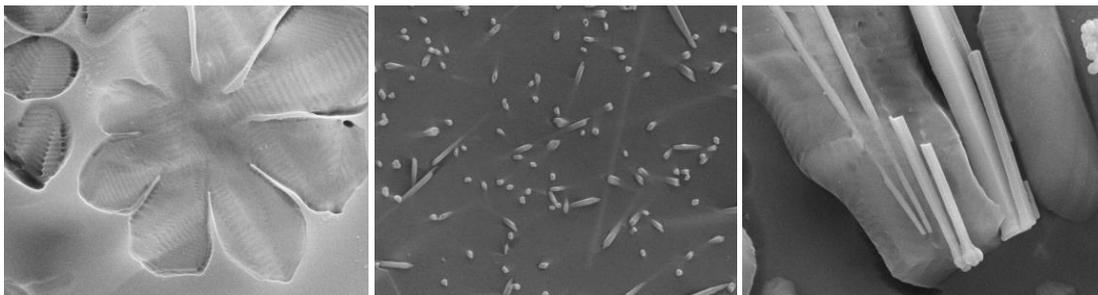


Figura 11: Le tre fasi cristalline di IPS Style (non fedeli alla scala, per una miglior illustrazione). Da sinistra a destra: Leucite, fluoroapatite ed ossiapatite (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Le fasi cristalline vengono apportate al prodotto finale attraverso componenti vetroceramiche, che contengono almeno una di queste tre fasi. Per la realizzazione di queste componenti vetroceramiche i vetri specificatamente composti vengono trattati termicamente singolarmente o in miscela per emettere le fasi cristalline.

Il risultato consiste in vetroceramiche in polvere a base di leucite, fluoroapatite e leucite-ossiapatite, che vengono miscelate fra di loro, rispettivamente con altre fusioni di base e nuovamente temperate. Dopo una triturazione finale, avviene la colorazione del materiale.

### 2.3.1.2 Funzioni dei cristalli di leucite, fluoroapatite ed ossiapatite

Le tre diverse fasi cristalline, nella vetroceramica IPS Style assumono diverse funzioni.

Nella metalloceramica la leucite ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) assume un ruolo determinante. In seguito al suo elevato coefficiente di espansione termica, attraverso la quota di leucite cristallina, si può regolare l'espansione termica di un materiale vetroceramico. Questo è un presupposto basilare per l'utilizzo per il rivestimento estetico di diverse leghe dentali. Inoltre la vetroceramica subisce anche il cosiddetto rafforzamento di dispersione, che si basa sulla distribuzione isotropa dei cristalli di leucite e sulle loro dimensioni. Questa fa in modo che la germinazione, della quale ogni vetroceramica è dotata a priori, venga rallentata attraverso superfici limite fra fase cristallina e matrice di vetro residuo.

La massa di base contenente leucite rappresenta la "spina dorsale" di IPS Style, ma anche le altre due fasi cristalline assumono ruoli determinanti in questa ceramica di vetri misti. Appartengono entrambe al gruppo dell'apatite. Di questo fa parte anche l'idrossiapatite ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ ), la componente principale delle ossa e dei denti umani [6]. Fluoro ed ossiapatite ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$  e  $\text{NaY}_9(\text{SiO}_4)_6\text{O}_2$ ) non si distinguono soltanto per le loro unicità strutturali, bensì anche per quanto riguarda i loro ruoli in IPS Style. La fluoroapatite si forma attraverso separazione microfasica e la cosiddetta cristallizzazione volumetrica, mentre invece l'ossiapatite si forma attraverso cristallizzazione superficiale. La fluoroapatite aghiforme (Figura 11) possiede un indice di rifrazione, che si differenzia solo minimamente dal vetro circostante. In tal modo la luce incidente ottiene in un certo grado una diffusione soffusa. Questa fa apparire il materiale vetroceramico chiaro senza perdita di traslucenza. Questo effetto viene sfruttato anche in IPS Style e provvede ad una luminosità costante del lavoro stratificato, indipendentemente dal numero di cotture. La traslucenza viene regolata perlopiù attraverso il contenuto di ossiapatite. Qui trova impiego per la prima volta una vetroceramica brevettata che oltre ad ossiapatite, contiene anche leucite come ulteriore fase cristallina. In tal modo il coefficiente di espansione termica del materiale da stratificazione, può essere mantenuto costante indipendentemente dal grado di opacità. Come la fluoroapatite, anche l'ossiapatite cristallizza in modo aghiforme, una caratteristica che agisce positivamente sull'aspetto estetico del restauro. Il contenuto di ossiapatite determina la traslucenza. Pertanto risulta sensato, scegliere un contenuto molto elevato dell'ossiapatite nell'opaco per minimizzare la traslucenza rispettivamente massimizzare l'opacità. Le masse Margin, Deep Dentin e Dentin contengono significative quantità di ossiapatite, mentre le masse smalto contengono solo piccole parti di questa fase cristallina. Le masse Transpa invece naturalmente sono prive di ossiapatite.

Nella Figura 12 è raffigurato qualitativamente il graduale decorso del contenuto di ossiapatite dall'opaco fino alla massa Transpa Neutral, unitamente a sezioni della struttura della relativa massa.

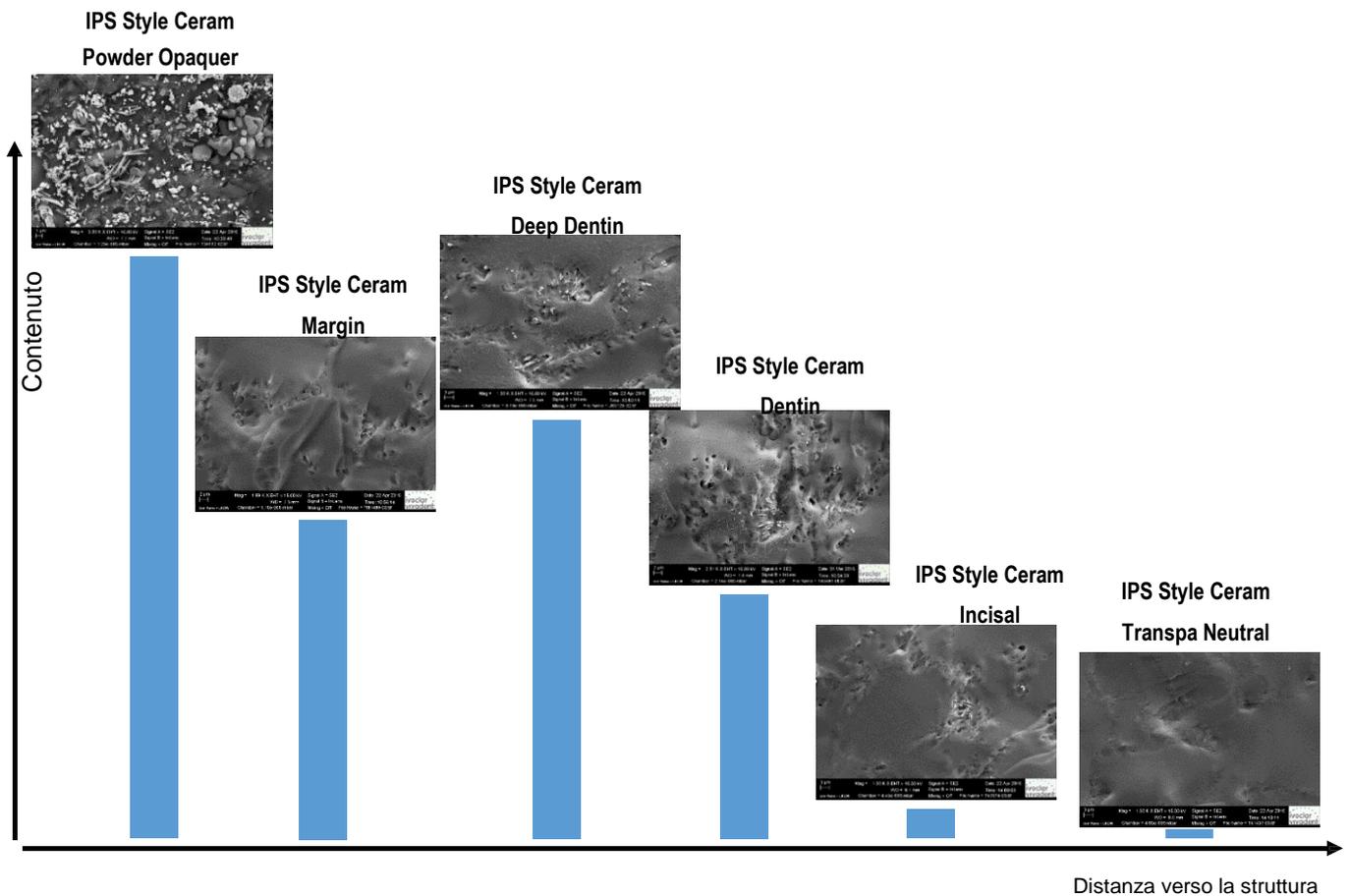


Figura 12: Decorso qualitativo del contenuto di ossiapatite in un restauro stratificato (non in scala). (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

### 2.3.2 Legame metallo-IPS Style e traslucenza

Un restauro metalloceramico è un legame di materiali che si basa su un legame duratura di una lega con una ceramica. La superficie marginale metallo-ceramica viene formata dall'opaco accuratamente applicato e cotto che crea un intimo legame fra i due materiali. Figura 13 mostra immagini dopo limatura della zona di passaggio lega-opaco-ceramica a diversi ingrandimenti. La qualità del legame metallo-ceramica è buona ed estremamente omogenea. Risultano evidenti le differenze di traslucenza dei tre strati. L'opaco, in base al suo elevato contenuto di ossiapatite, presenta la minore traslucenza dello strato ceramico (vedi Figura 12). La traslucenza viene sempre maggiore con l'aumentare della distanza verso la lega.

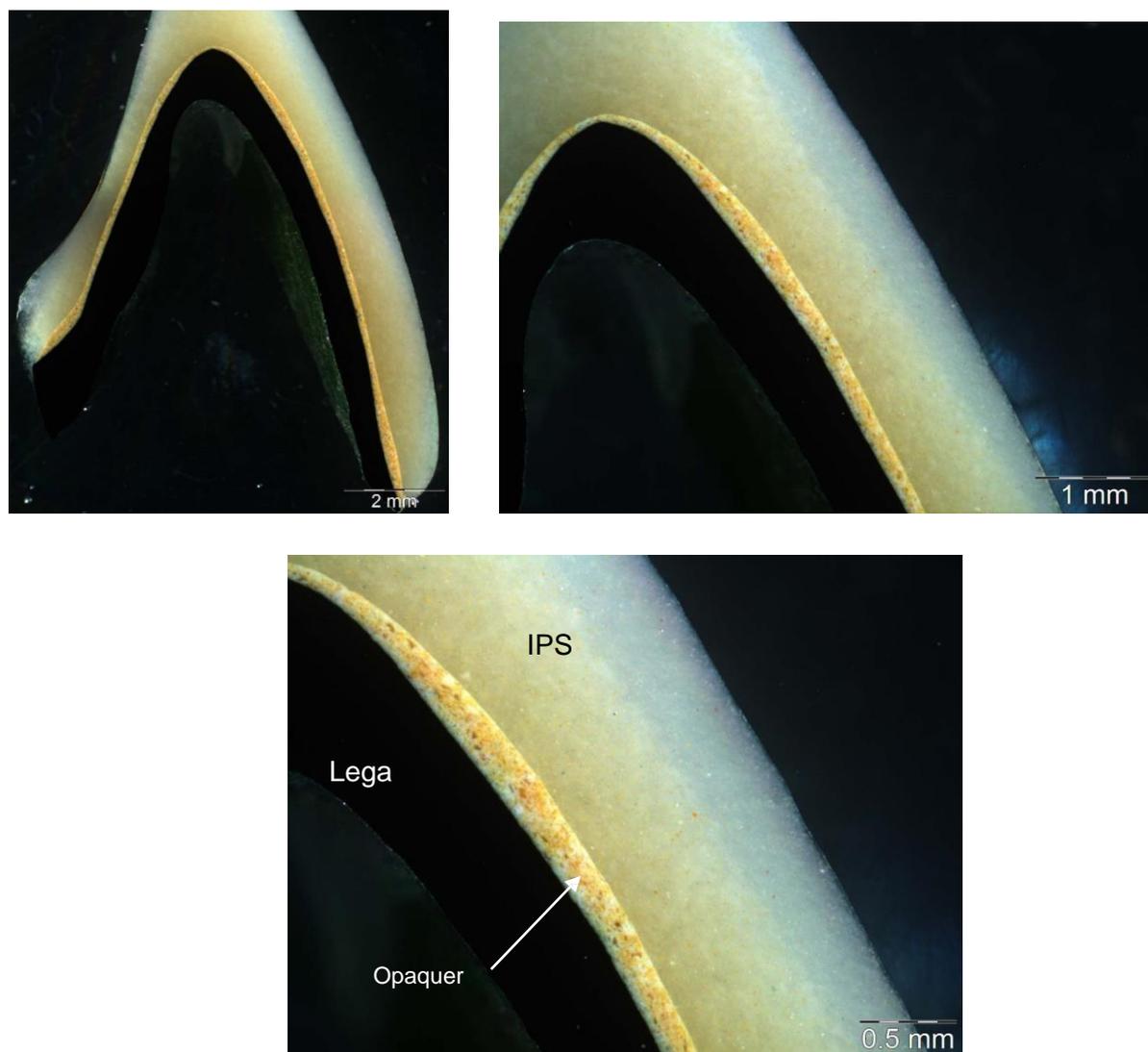


Figura 13: Immagini ottiche dopo limatura della zona di passaggio metallo-opaco-ceramica di una corona in IPS Style (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

### 2.3.1 IPS Ivocolor

IPS Ivocolor è un assortimento universale di supercolori e glasura per la pittura e caratterizzazione individuale di materiali ceramici. La composizione chimica e la distribuzione granulometrica del vetro di nuova concezione, consentono, indipendentemente dal coefficiente di espansione termica, un utilizzo sulle ceramiche da stratificazione, pressatura e CAD/CAM della Ivoclar Vivadent e su ossidi di zirconio della Wieland Dental. Grazie al comportamento di sinterizzazione ottimizzato, è inoltre possibile ottenere un risultato estetico ottimale su ogni base ceramica. Vetri finemente tritati, composizioni cromatiche selezionate ed una struttura gelatinosa di nuova concezione per le paste con liquidi con esse calibrate, facilitano la lavorazione e portano a restauri brillanti ed estetici. La formula delle paste è stata sviluppata nuovamente in riguardo all'ottimale comportamento di applicazione e di cottura. Riducendo gli additivi e con una selezionata scelta delle componenti si è tenuto conto del modificato comportamento di sinterizzazione garantendo anche nel campo di temperatura più basso un risultato altamente estetico.

Inoltre le paste presentano un comportamento strutturale viscoso, tissotropo, che allo stato non diluito garantisce la stabilità di conservazione. Per l'applicazione sulle diverse ceramiche, attraverso il grado di diluizione, si può ridurre miratamente la struttura gelatinosa, consentendo una regolazione individuale della fluidità desiderata. Una diluizione minore consente l'applicazione di spessori maggiori e contemporaneamente evitare accumuli di materiali dovuti a eccessiva fluidità, per esempio in zona delle fessure. Un grado di diluizione leggermente superiore può invece favorire un'applicazione omogenea su grandi superfici.



Figura 14: Corona a pittura ultimata, dopo la cottura supercolori e glasura.

### 3 Dati tecnici

#### 3.1 IPS Style

- Composizione:

| <b>Prodotto</b>  |                            | <b>Categoria prodotto</b>           |                        |                         |
|--|----------------------------|-------------------------------------|------------------------|-------------------------|
| <b>IPS Style</b>   |                            | <b>Ceramica per metalloceramica</b> |                        |                         |
| 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 |                            |                                     |                        |                         |
| <b>Funzione</b>  | <b>Sostanza/componente</b> | <b>Peso (%)</b>                     |                        |                         |
|  |                            | IPS Style Ceram Powder Opaquer      | IPS Style Ceram Add-On | IPS Style Ceram - altre |
| <b>Ceramica</b>  | <b>Ceramica dentale</b>    | 75 - 85                             | 20 - 30                | > 99                    |
| <b>Vetro</b>   | <b>Vetro</b>               | ---                                 | 70 - 80                | ---                     |
| <b>Pigmento</b>  | <b>Pigmenti</b>            | 15 - 25                             | < 1                    | < 1                     |

- Caratteristiche fisiche

| <u>Prodotto</u>  |           | <u>Categoria prodotto</u>                                      |           |   |           |                    |                                  |
|--|-----------|--|-----------|---|-----------|--------------------|----------------------------------|
| <b>IPS Style</b><br>IPS Style Ceram<br>IPS Style Ceram One                 |           | <b>Metalloceramica (Polvere)</b>                               |           |   |           |                    |                                  |
| Definizione  |           | Nome prodotto  |           |   |           |                    |                                  |
| Gruppo principale  |           | Sotto-gruppo   | ID        | Incluso nel sottogruppo   |           |                    |                                  |
| ---  |           | Paste  | 1.1       | --  |           |                    |                                  |
| IPS Style Ceram<br>IPS Style Ceram One                                     |           | Polveri  | 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  |           |                    |                                  |
| Caratteristiche  |           | <b>Gruppo IPS Style polvere</b><br>Specifiche o ID sottogruppo |           |   |           |                    | Unità di misura                  |
|  |           | 2.1  | 2.2       | 2.3   | 2.4       | 2.5 <sup>(1)</sup> |                                  |
| <b>* Resistenza alla flessione (<math>\sigma</math>)</b>                   |           | $\geq 50$  |           |   |           |                    | MPa                              |
| <b>* Coefficiente di espansione termica</b><br>(campo: 25-500°C oppure Tg) | 2 cotture | 12.8   | 12.0      | 12.0  | 12.0      | 12.7               | 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> |
|  | 4 cotture | 13.1 ±0.5  | 12.4 ±0.5 | 12.4 ±0.5   | 12.4 ±0.5 | 13.3 ±0.5          |                                  |
|  | media     | 13.0   | 12.2      | 12.2  | 12.2      | 13.0               |                                  |
| <b>* Temperatura di transizione vetrosa Tg</b>                             |           | 580 ±20  | 525 ±20   | 510 ±20   | 525 ±20   | 480 ±<br>2<br>0    | °C                               |
| <b>*Temperatura di cottura</b>   |           | 840  | 790       | 790   | 790       | 750                | °C                               |
| <b>*Solubilità chimica</b>   |           | < 100  |           |   |           |                    | µg·cm <sup>-2</sup>              |
| <b>*Radioattività U<sub>238</sub></b>                                      |           | ≤ 1  |           |   |           |                    | Bq/g                             |
| <b>** Legame metallo-ceramica</b> (inizio incrinatura) (Swickerath)        |           | > 25   |           |   |           |                    | MPa                              |

| Caratteristiche  | Gruppo <b>IPS Style Polvere</b> |                    |           |           |  | Unità                            |
|--|---------------------------------|--------------------|-----------|-----------|--|----------------------------------|
|  | Specifiche o ID sottogruppi     |                    |           |           |  |                                  |
|  | 2.6 <sup>(1)</sup>              | 2.7 <sup>(1)</sup> | 2.8       |           |  |                                  |
| * Resistenza alla flessione ( $\sigma$ )   | ≥ 50                            |                    |           |           |  | MPa                              |
| * Coefficiente di espansione termica (25–400°C)  | Cottura 2x                      | 13.0               | 12.0      | 13.5      |  | 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> |
|  | cottura 4 x                     | 13.6 ±0.5          | 12.4 ±0.5 | 13.7 ±0.5 |  |                                  |
|  | Valore medio                    | 13.3               | 12.2      | 13.6      |  |                                  |
| * Temperatura di transizione vetrosa Tg  | 475 ±20                         | 455 ±20            | 540 ±20   |           |  | °C                               |
| * Temperatura di cottura   | 750                             | 690                | 870       |           |  | °C                               |
| * Solubilità chimica   | < 100                           |                    |           |           |  | µg·cm <sup>-2</sup>              |
| * Radioattività U <sub>238</sub>   | ≤ 1                             |                    |           |           |  | Bq/g                             |
| ** Legame metallo-ceramica (inizio incrinatura) (Schwickerath)                                 | > 25                            |                    |           |           |  | MPa                              |
| <b>Il prodotto soddisfa i criteri rilevanti come descritto nella norma</b>                     |                                 |                    |           |           |  |                                  |
| * <b>EN ISO 6872:2015 Dentistry - Ceramic materials</b>  |                                 |                    |           |           |  |                                  |
| ** <b>EN ISO 9693-1:2012 Dentistry - Compatibility testing - Part 1: Metal-ceramic systems</b> |                                 |                    |           |           |  |                                  |

### 3.2 IPS Ivocolor

- Composizione

| <u>Prodotto</u><br><b>IPS Ivocolor</b>                           |                       | <u>Categoria prodotto</u><br>Polveri e paste per la pittura e la caratterizzazione e glasura di ceramiche |         |         |         |
|--|-----------------------|---|---------|---------|---------|
| IPS Ivocolor Essence<br>IPS Ivocolor Shade<br>IPS Ivocolor Glaze |                       |   |         |         |         |
| Funzione   | Sostanza/componente   | Peso  |         |         |         |
|  |                       | Essence   | Shade   | Glaze   |         |
|  |                       |   |         | Paste   | Polvere |
| <b>Vetro</b>   | <b>Vetro</b>          | 75 - 99   | 59 - 69 | 65 - 75 | 100     |
| <b>Regolatore della viscosità</b>                                | <b>Glicoli, acqua</b> | ---   | 25 - 35 | 25 - 35 | ---     |
| <b>Pigmento</b>  | <b>Pigmenti</b>       | 1 - 25  | 1 - 11  | ---     | ---     |

- Caratteristiche fisiche

| <u>Prodotto</u>  |                                  | <u>Categoria prodotto</u>                             |           |
|--|----------------------------------|---|-----------|
| <b>IPS Ivocolor Glaze, Shade, Essence</b>  |                                  | <b>Pittura e caratterizzazione di masse ceramiche</b> |           |
| Caratteristiche  | Unità                            | Specifiche  |           |
| <b>Resistenza alla flessione</b>   | MPa                              | ≥ 50  |           |
| <b>Solubilità chimica 33</b>   | µg/cm <sup>2</sup>               | < 100   |           |
| <b>Coefficiente di espansione termica (25-T<sub>e</sub>°C)</b>   | 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> | Glaze   | 9.3 ± 0.5 |
|  |                                  | Glaze FLUO / Essence / Shade corpo cromatico ≤ 4%     | 9.2 ± 0.5 |
|  |                                  | Essence / Shade corpo cromatico > 4 fino a ≤ 12%      | 9.1 ± 0.5 |
|  |                                  | Essence / Shade corpo cromatico > 12%                 | 8.8 ± 0.5 |
| <b>Temperatura di transizione vetrosa</b>  | °C                               | 460 ± 20  |           |
| <b>Radioattività U<sub>238</sub></b>   | Bq/g                             | ≤ 1   |           |
| <b>Sono stati soddisfatti i criteri di prestazione definiti nella EN ISO 6872:2015 Dentistry – Ceramic materials (ISO 6872:2015) Typ 1 Klasse 1.</b> |                                  |   |           |

## 4 Caratteristiche materiali di IPS Style

### 4.1 Analisi della struttura vetroceramica di IPS Style

Le analisi della struttura vetroceramica sono state eseguite nella R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL nell'anno 2015.

Per l'analisi della struttura dei frammenti di piastrine standard appena fratturate vengono mordenzate con acido fluoridrico (HF) al 3% per 10 secondi e quindi accuratamente deterse ed asciugate. Le superfici di frattura così preparate vengono trattate con procedimento di deposito a vapore conduttivo e analizzate al SEM in riguardo alle tipiche caratteristiche strutturali.

Le componenti cristalline possono essere identificate attraverso il loro habitus e l'analisi di fase delle polveri attraverso diffrazione radiologica (XRD). Qui di seguito sono raffigurati i risultati di entrambe i metodi.

### 4.1.1 IPS Style Ceram Powder Opaquer 870

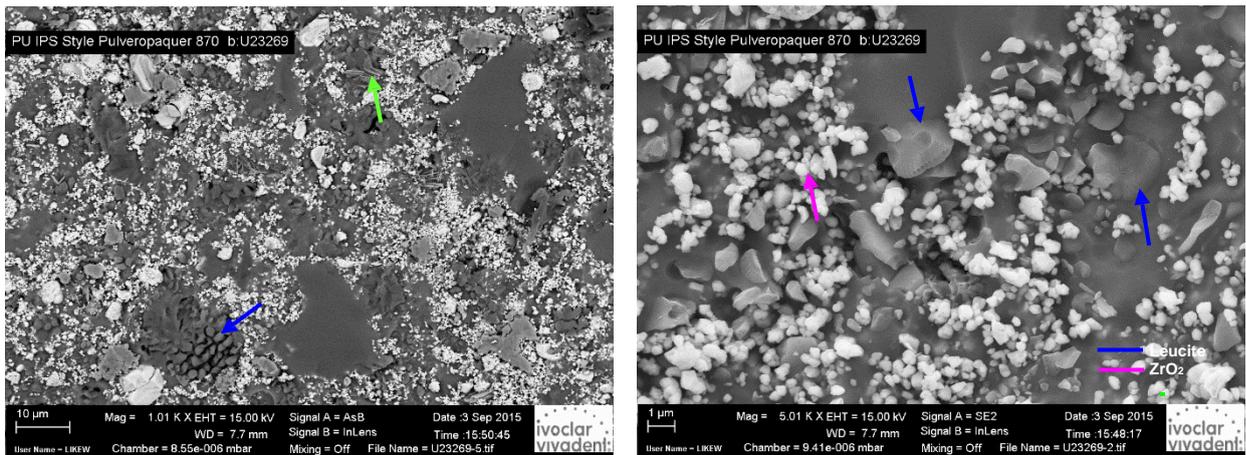


Figura 15: Struttura di IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2.

La Figura 15 presenta la tipica struttura dell'opaco colorato IPS Style Ceram Powder Opaquers 870 con leucite (freccia blu), ossiapatite aghiforme (freccia verde) e diversi pigmenti che servono all'opacizzazione ed alla colorazione. Nel caso del colore esaminato A2, le particelle bianche tuberose sono principalmente ossido di zirconio ( $ZrO_2$ ) rispettivamente corpi coloranti a base di ossido di zirconio. Nel diagramma di diffrazione si possono identificare queste fasi cristalline:

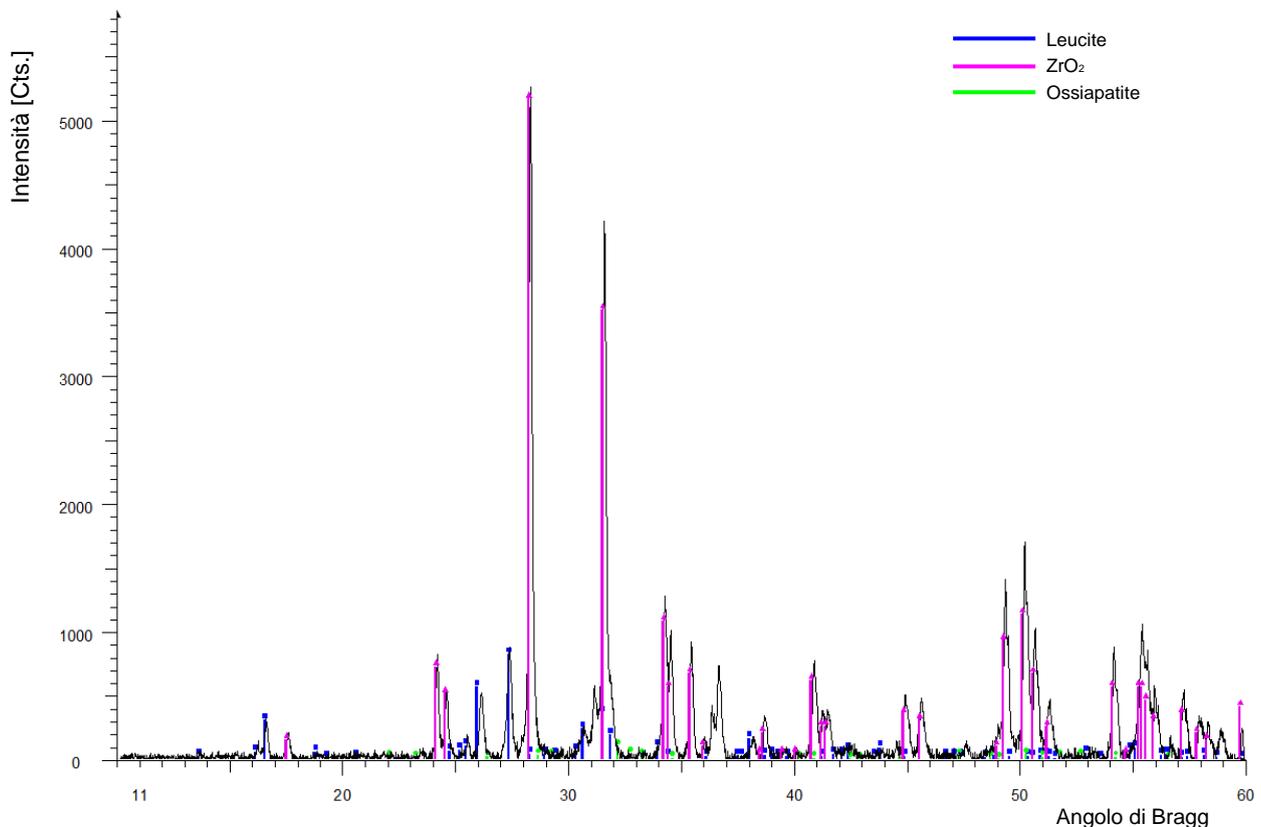


Figura 16: Diagramma di diffrazione dei raggi X di IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2, con diagrammi sovrapposti della leucite,  $ZrO_2$  ed ossiapatite.

Sia nelle masse base dell'opaco in polvere che nei prodotti finiti colorati predomina la parte di ossido di zirconio cristallino aggiunto, rispettiv. i corpi coloranti a base di ossido di zirconio

cosicché queste fasi cristalline dominano i diagrammi di diffrazione attraverso intensità molto elevate (> 5000 Cts.). Invece le intensità delle fasi cristalline apportate attraverso le singole vetroceramiche sono notevolmente inferiori (leucite, ossiapatite) (< 1000 Cts.).

#### 4.1.2 IPS Style Ceram Margin

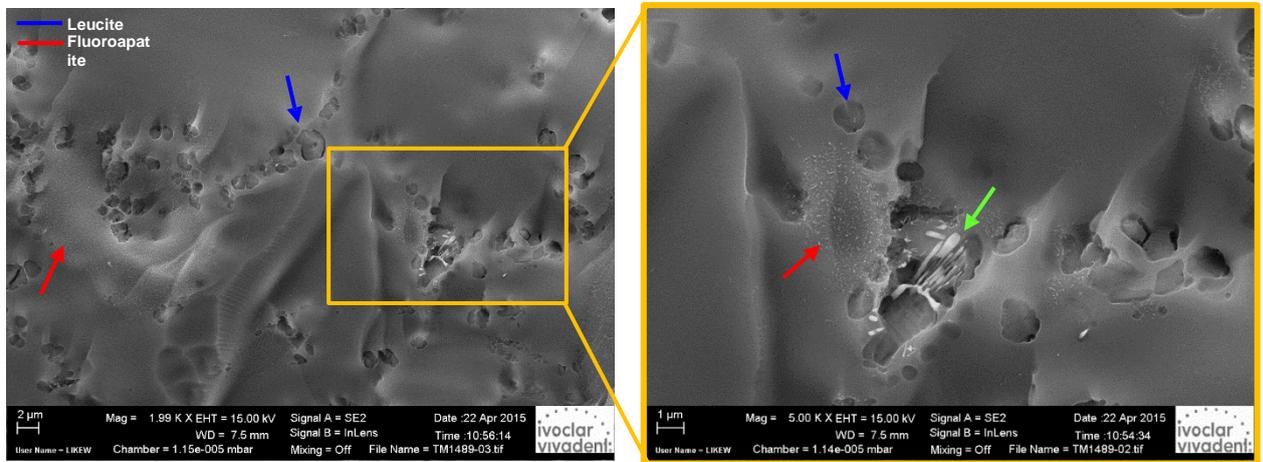


Figura 17: Tipica struttura di IPS Style Ceram Margin con leucite, fluoroapatite ed ossiapatite.

Nella struttura di IPS Style Ceram Margin sono rilevabili tutte tre le fasi cristalline (leucite, fluoroapatite ed ossiapatite). In particolare si notano gli aghi accumulati dell'ossiapatite (freccia verde). Tutte tre le fasi cristalline possono essere identificate nel diagramma di diffrazione.

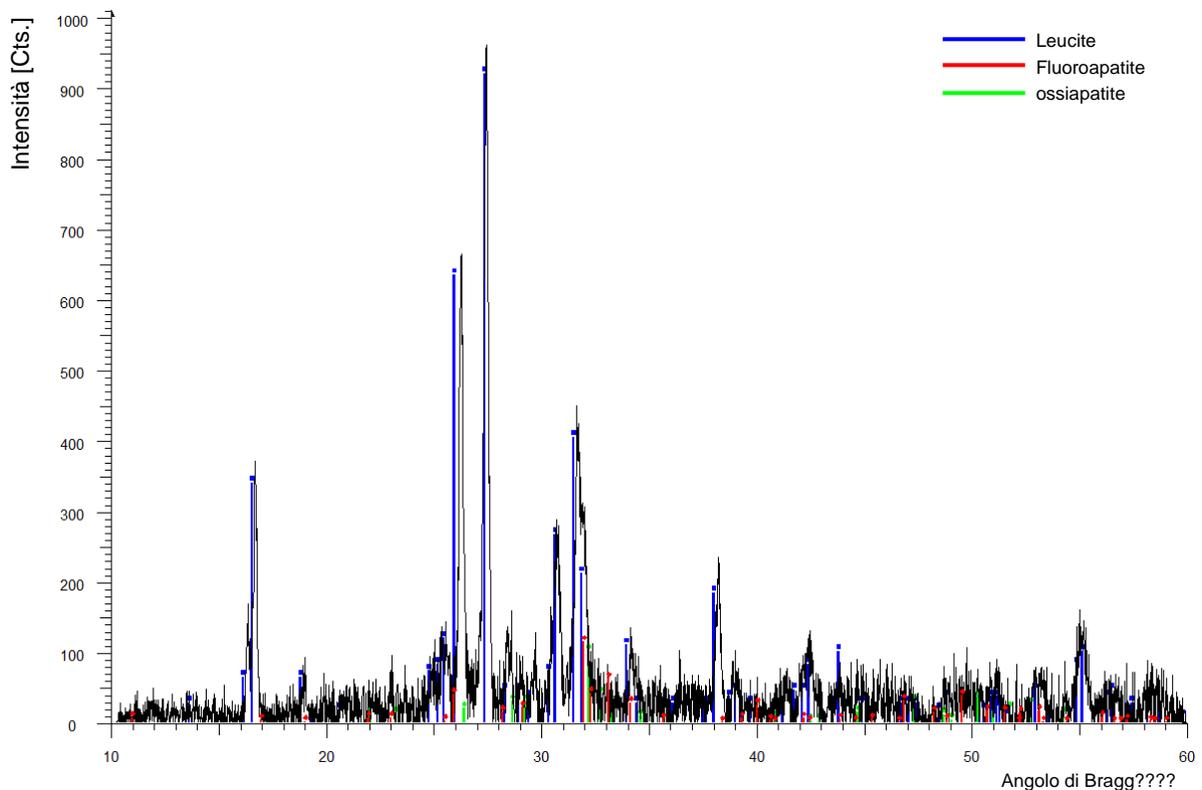


Figura 18: Diagramma di diffrazione dei raggi X di IPS Style Ceram Margin M2, con diagrammi sovrapposti della leucite, fluoroapatite ed ossiapatite.

### 4.1.3 IPS Style Ceram Dentin

Nella struttura di IPS Style Ceram Dentin sono identificabili tutte le caratteristiche fasi cristalline. Nella fase vetrosa madre amorfa, oltre ai cristalli aghiformi di ossiapatite (frecche verdi) sono chiaramente riconoscibili gli aghi più sottili di fluoroapatite (frecche rosa). I cristalli di leucite (frecche blu) sono facilmente identificabili in diverse dimensioni e forme.

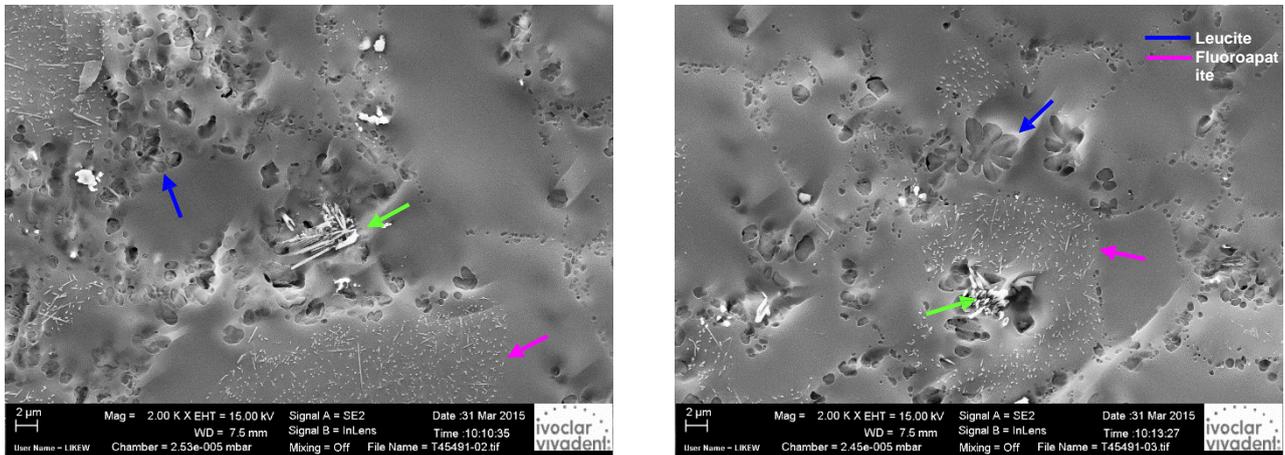


Figura 19: Tipica struttura di IPS Style Ceram Dentin A2 con leucite, fluoroapatite ed ossiapatite.

Nel rispettivo diagramma di diffrazione a raggi X sono identificabili tutte le fasi.

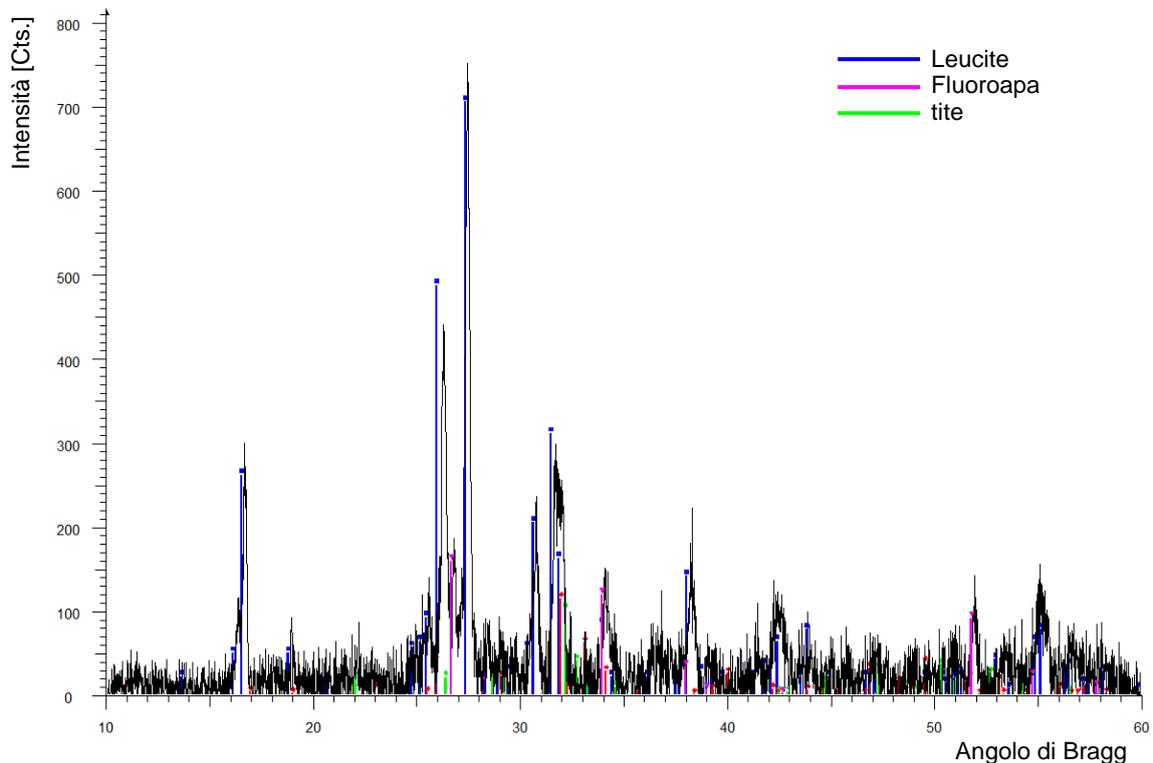


Figura 20: Diagramma di diffrazione dei raggi X di IPS Style Ceram Dentin A2, con diagrammi sovrapposti della leucite, fluoroapatite ed ossiapatite.

#### 4.1.4 IPS Style Ceram Incisal

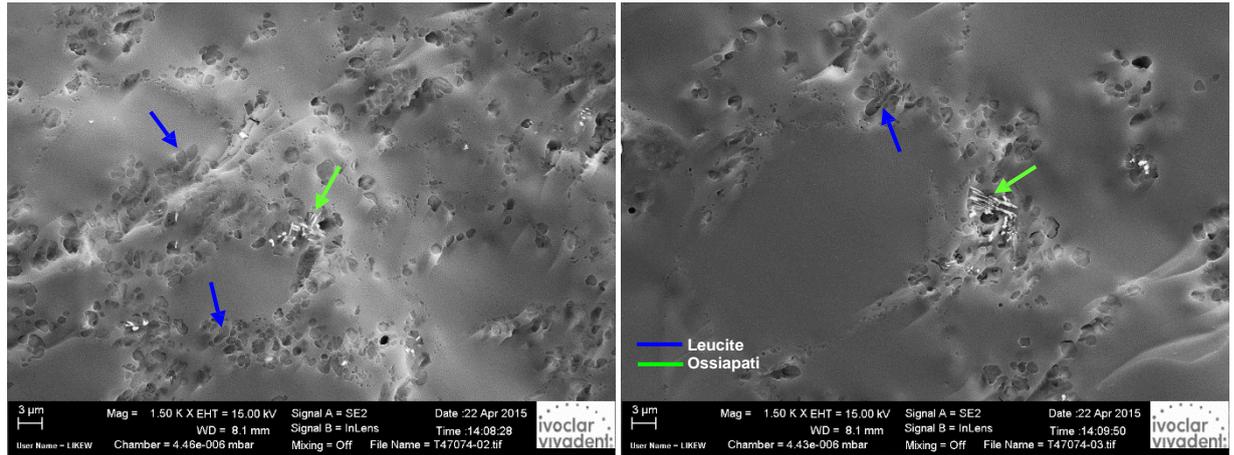


Figura 21: Struttura tipica di IPS Style Ceram Incisal I5 con leucite ed ossiapatite.

La struttura di IPS Style Ceram Incisal oltre alla leucite, contiene anche minime quantità di ossiapatite, ma non contiene fluoroapatite. In tal modo si ottimizza la luminosità dello smalto, senza ridurne la traslucenza. Nel diagramma a diffrazione (Figura 22) si possono pertanto dimostrare queste due fasi cristalline.

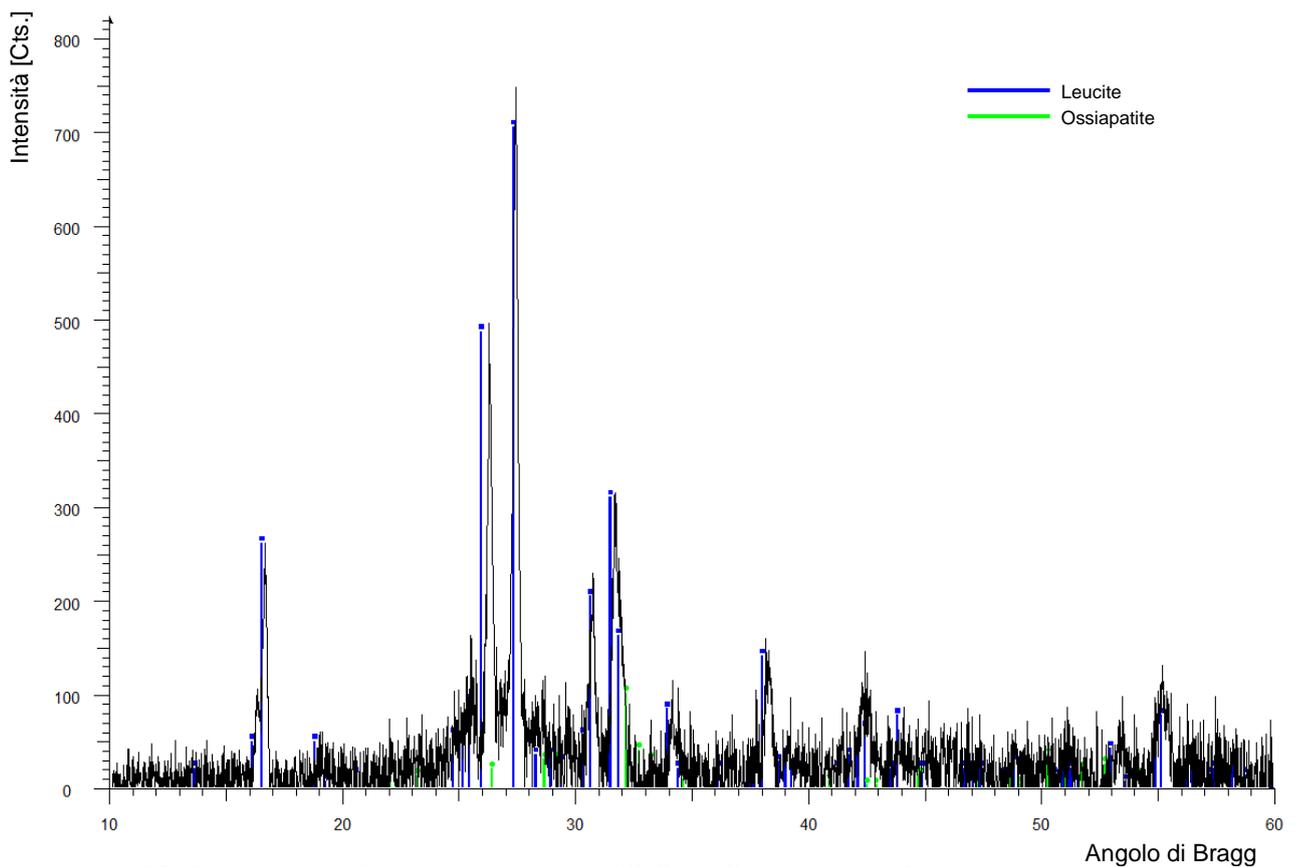


Figura 22: Diagramma di diffrazione dei raggi X di IPS Style Ceram Incisal I5, con diagrammi sovrapposti della leucite e ossiapatite.

## 4.2 Caratteristiche di IPS Style secondo le norme ISO 6872:2015

Per IPS Style, i seguenti requisiti della norma sono stati rilevati e documentati nei seguenti paragrafi:

- Resistenza alla flessione biassiale
- Tenacia alla rottura  $K_{1C}$  secondo il metodo SEVNB
- Solubilità chimica (vedi capitolo 5.3)
- Temperatura di transizione vetrosa
- CET (25 - 500°C) 2x, CET (25 - 500°C) 4x, Ø CET (25 - 500°C) 2x/4x

### 4.2.1 Resistenza alla flessione e resistenza alla frattura delle masse da stratificazione IPS Style

La norma ISO 6872:2015 prescrive per la resistenza alla flessione ( $\sigma$ ) di ceramica dentale del Tipo I/Classe 1 un valore minimo di  $\geq 50$  MPa. La tenacia alla rottura viene indicata solo in via informativa. Pertanto non è definito alcun valore limite.

| Definizione                           | Resistenza alla flessione biassiale [MPa] |    |                | Tenacia alla rottura [MPa $m^{1/2}$ ] |       |
|---------------------------------------|---|----|----------------|---------------------------------------|-------|
|                                       | $\sigma$                                  | SD | Valore limite* | K <sub>1C</sub>                       | SD    |
| IPS Style Ceram Powder Opaquer 870 A2 | 122                                       | 7  | $\geq 50$      | 1.25                                  | 0.06  |
| IPS Style Ceram Margin M2             | 86  | 10 | $\geq 50$      | 0.73                                  | 0.09  |
| IPS Style Ceram Dentin A2             | 107                                       | 15 | $\geq 50$      | 0.80                                  | 0.08  |
| IPS Style Ceram Opal Effect OE5       | 89  | 6  | $\geq 50$      | n. b.                                 | n. b. |
| IPS Style Ceram Incisal I5            | 112                                       | 22 | $\geq 50$      | 0.87                                  | 0.02  |

\*) Sec. ISO 6872:2015

Tabella 1: Valori tipici per la resistenza alla flessione biassiale e tenacia alla rottura di diverse masse da stratificazione IPS Style (SD: scostamento standard, n. b.: non determinato) (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- La resistenza alla flessione biassiale delle masse da stratificazione IPS Style si trova notevolmente al di sopra del valore minimo di 50 MPa prescritto dalla norma.

### 4.2.2 Indici termici delle masse da stratificazione IPS Style

L'espansione lineare di un materiale viene rilevata attraverso un dilatometro. A tale scopo il campione viene continuamente riscaldato/raffreddato registrandone la variazione in lunghezza. Questa variazione di lunghezza può essere uniforme oppure irregolare. Un salto nella curva di espansione si verifica quando nel materiale avviene un cambiamento di fase. Il calcolo del coefficiente di espansione termica lineare (CET) è la variazione relativa del campione per unità di temperatura (1 Kelvin). Il CET dipende fortemente dal campo di temperatura in cui viene misurato. Per questo motivo è necessario indicare sempre il campo di temperatura. Secondo la norma ISO 6872:2015 il CET deve essere rilevato fra 25 – 500°C (oppure  $T_G$ ). Il CET serve a stimare il possibile carico della ceramica in combinazione con la struttura rispettivamente con il materiale da stratificazione. Al di sopra della temperatura di transizione vetrosa ( $T_G$ ) la vetroceramica si ammorbidisce e lo stress del materiale viene ridotto attraverso lo scorrimento.

L'espansione termica della ceramica ne decide la compatibilità con i diversi materiali da struttura. La ceramica è molto meno sensibile alle tensioni da pressione che non alle tensioni da trazione, pertanto la ceramica nel restauro deve essere esposta a tensioni da pressione. Questo si ottiene quando il CET della ceramica è di ca. 1 unità ( $1 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$ ) inferiore rispetto al CET della lega. Il CET della ceramica varia con il trattamento termico (p.es. con il numero di cotture), perché la struttura si può modificare a seconda della temperatura (germinazione, emissione di più leucite).

Una panoramica dei coefficienti di espansione termica di diverse masse da stratificazione IPS Style secondo ISO 6872:2015 nonché i relativi valori TG è riportata nella Tabella 2:

| Descrizione                              | CET (25-500°C) 2x<br>[10-6 K-1] | CET (25-500°C) 4x<br>[10-6 K-1] | Ø CET (25-500°C) 2x/4x<br>[10-6 K-1] | TG [°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 |

Tabella 2: Indici termici di diverse masse da stratificazione IPS Style (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

### 4.3 Stabilità cromatica di IPS Style con molteplici cotture

D'altro lato IPS Style si distingue per un'elevata luminosità, che insieme con il concetto cromatico ed un'ottima stabilità cromatica chiaramente determina l'effetto estetico di questo materiale da rivestimento estetico.

Per testare la modifica cromatica e di opacità di IPS Style si realizzano cinque piastrelle campione definite. Queste vengono sottoposte a 1, 3, 5, 7 e 10 cotture, preparate e misurate. La prima cottura serve alla sinterizzazione di compattazione del campione, mentre le cotture successive vengono effettuate con la relativa temperatura di cottura odontotecnica. Allo stesso modo si realizzano e si misurano campioni di masse di altri produttori. Sono state esaminate le seguenti masse smalto e dentina:

| Produttore     | Massa smalto               | Batch Nr. | Massa dentina             | 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     |

Tabella 3: Panoramica delle masse per il test di stabilità cromatica con molteplici cotture.

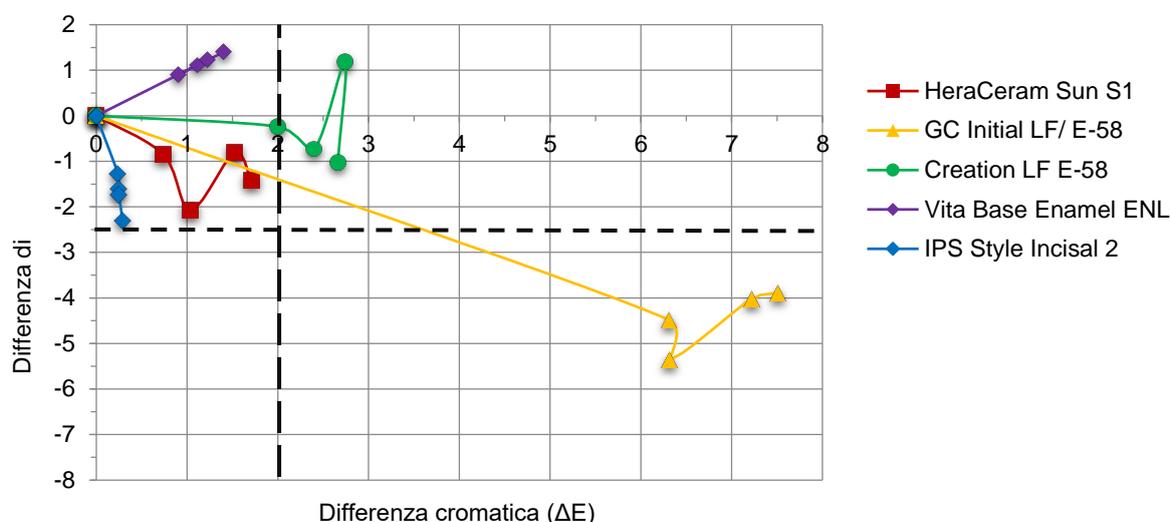


Figura 23: Variazione cromatica e di opacità con molteplici cotture di masse smalto IPS Style Ceram a confronto con masse di altri produttori. La variazione di opacità è mostrata in relazione alla differenza cromatica. Le linee tratteggiate segnano il confine della percezione di differenze cromatiche per il comune osservatore. (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

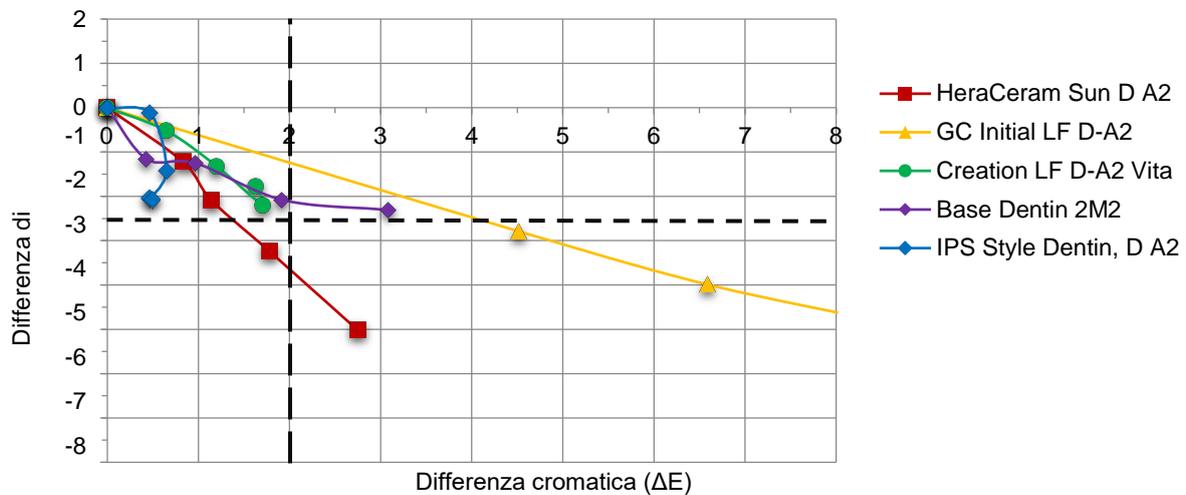


Figura 24: Variazione cromatica e di opacità con molteplici cotture di masse dentina IPS Style Ceram a confronto con masse di altri produttori. La variazione di opacità è mostrata in relazione alla differenza cromatica. Le linee tratteggiate segnano il confine della percezione di differenze cromatiche per il comune osservatore. (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Sia le masse smalto IPS Style Ceram che le masse dentina presentano eccellente stabilità di opacità e colore dopo molteplici cotture. Le differenze cromatiche misurate ( $\Delta E$ ) non sono percepibili dal comune osservatore. Alcuni dei materiali di altri produttori testati per il confronto si comportano in modo peggiore ed in parte presentano già dopo tre cotture variazioni di opacità e colore percepibili. Dopo dieci cotture la variazione è così massiccia che ci si trova di fronte ad un nuovo colore. Per un migliore confronto delle masse smalto e dentina, per gli assi di entrambe i diagrammi, è stata scelta la stessa applicazione (Figura 23 e Figura 24). I risultati di misurazione delle piastrine di massa dentina GC Initial LF D-A2 dopo sette e dieci cotture si trovano al di fuori del campo raffigurato. Nel caso di IPS Style Ceram Dentin A2 i risultati dopo sette e dieci cotture sono pressoché coincidenti, tanto che si ha la sensazione che manchi un punto di misurazione.

#### 4.4 Osservazione qualitativa della contrazione ed umettamento di IPS Style

La valutazione qualitativa della contrazione e dell'umettamento del materiale da stratificazione, anche a confronto con materiali di altri produttori, può avvenire sulla base di campioni di metalloceramica. La realizzazione viene descritta qui di seguito. La base del procedimento è la realizzazione di corpi ceramici rettangolari grezzi che presentano esattamente le stesse dimensioni. Così si possono prendere come riferimento le variazioni volumetriche in seguito alla sinterizzazione (cottura ceramica) per la contrazione del relativo materiale. Contemporaneamente si può rilevare come il materiale sinterizzato, in questo caso l'opaco, umetta il fondo.

Per il test sono state realizzate piastrine metalliche delle dimensioni di 14,5 x 10,7 x 1,1 mm in Zenotec® NP e trattate secondo le indicazioni del produttore e quindi è stato applicato il relativo opaco. A seguire, sulla piastrina metallica è stata applicata la ceramica da testare. A tale scopo la polvere ceramica da testare è stata impastata con il relativo liquido di modellazione o con acqua deionizzata, stratificata sulla piastrina metallina in diversi passaggi di lavoro e se necessario, aspirata. La superficie della ceramica viene prelevata tenendo obliquamente una lama di rasoio e con cauti movimenti avanti e indietro. Lo spessore dell'applicazione e la delimitazione laterale sono predisposti da una forma in acciaio (Figura 25). Uno spessore di ceramica di 1,5 mm allo stato grezzo si è rivelato ottimale. Le parti frontali vengono prelevate con un portaoggetti. L'applicazione di ceramica viene quindi separata al centro con una lametta fino all'opaco (Figura 25 (d): campioni finiti, poco prima della cottura).

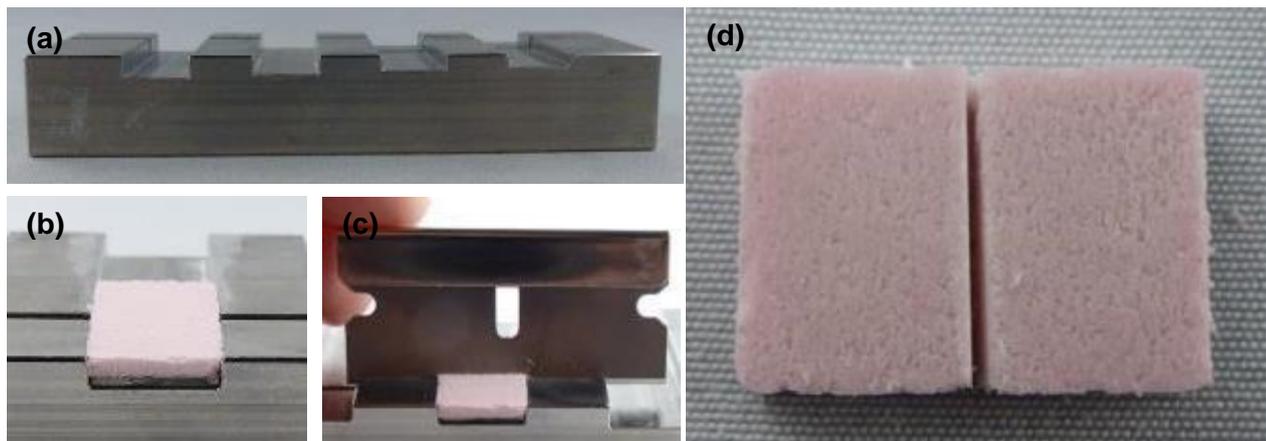


Figura 25: Realizzazione di campioni per test di umettamento. Forma (a), diversi stadi della realizzazione (b)–(d) (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

Dopo la cottura (le condizioni di cottura corrispondono a quanto indicato dal produttore) la piastrina viene valutata visivamente in riguardo al comportamento di contatto della ceramica allo strato di opaco.

I risultati per le masse da stratificazione della Ivoclar Vivadent (a-c) rispetto ai materiali di altri produttori (d-i) sono raffigurati nella Figura 26:

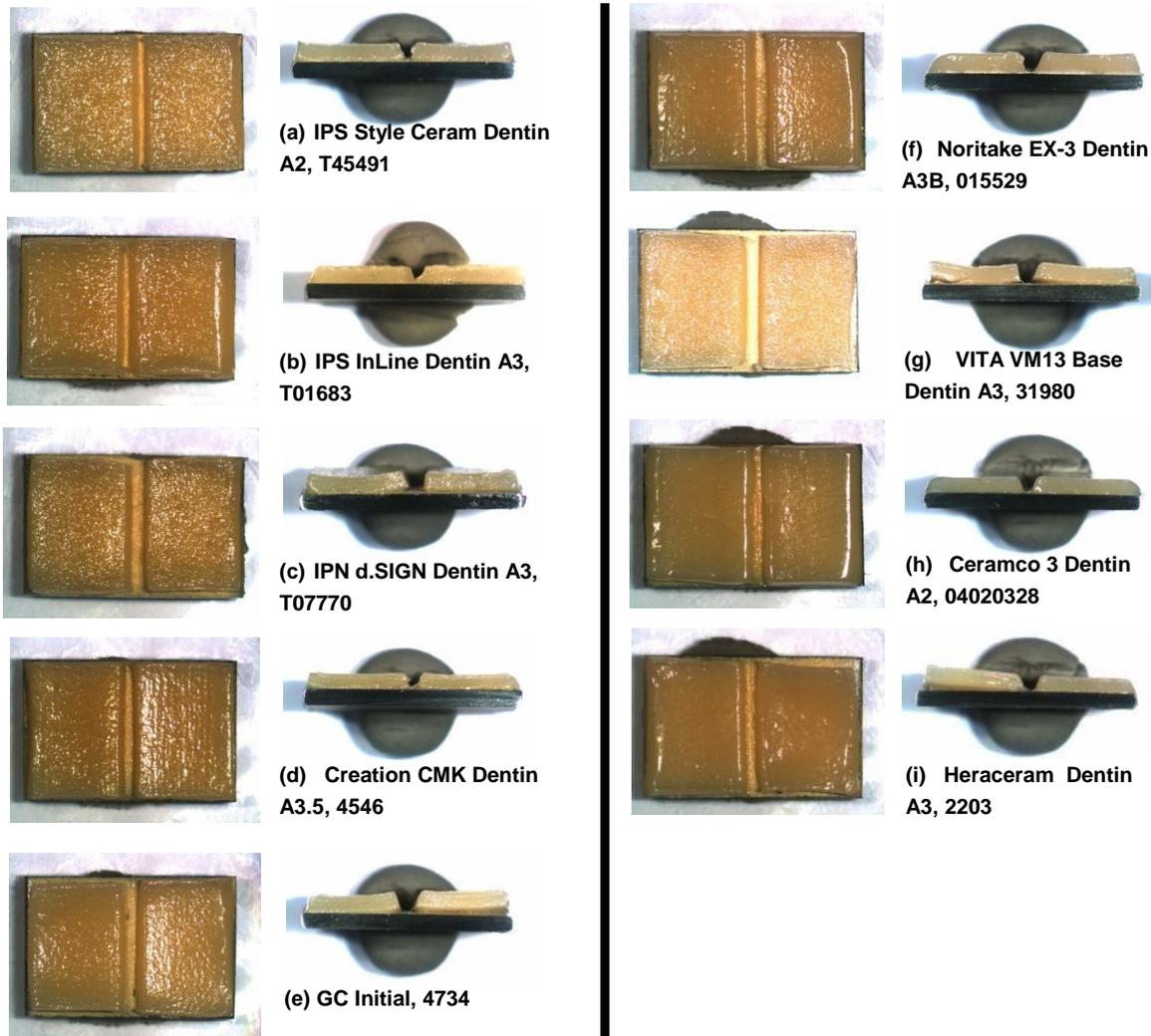


Figura 26: Campioni del test di umettamento di diverse ceramiche dentali. È riportata sempre soltanto la dentina del relativo sistema ceramico (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

I campioni presentano il tipico comportamento di contrazione ed umettamento della relativa metalloceramica. La forma del campione di polvere sinterizzata fornisce informazioni sulla contrazione della ceramica. Rialzi ai bordi indicano ridotta umettabilità della relativa massa dentina durante la cottura. Il test di umettamento indica chiaramente differenze qualitative nel comportamento di cottura delle diverse masse da rivestimento estetico.

Questi risultati non possono però essere semplicemente trasferiti al comportamento di sinterizzazione nella realizzazione di restauri dentali, perché i rapporti geometrici qui sono diversi (forme concave/convexe invece di superfici piatte con angoli retti).

## 5 Biocompatibilità

Per biocompatibilità (*bios* [griech.] = vita) si intende „la capacità di un materiale di originare una corrispondente reazione biologica con un determinato utilizzo“. Si tratta quindi di un'interazione di paziente, materiale nonché la relativa funzione. La valutazione di biocompatibilità di un materiale è complessa, poiché si tratta di un processo dinamico continuo. La misurazione della biocompatibilità richiede una dispendiosa procedura di test *in vitro* ed *in vivo*. Nei test *in vitro* di biocompatibilità, le prove vengono effettuate in ambiente artificiale.

p.es. in colture cellulari. Invece nei test *in vivo* le prove vengono effettuate nell'organismo vivente, in forma di studi clinici [10].

I materiali ceramici sono estremamente resistenti ad acidi ed alla corrosione, pertanto sono considerati particolarmente biocompatibili. Logicamente le condizioni presenti in cavo orale (variazioni di pH e di temperatura) non sono sufficienti, per separare componenti delle ceramiche dentali. Tuttavia la distruzione meccanica e reazioni chimiche (erosione) possono influire sulle componenti ceramiche. L'abrasione meccanica in se' non influisce sulla biocompatibilità, perché le particelle che si staccano non rimangono a lungo in bocca/corpo e d'altro canto con la frattura la composizione della ceramica non cambia. Reazioni chimiche ed il conseguente distacco di componenti potrebbero condurre a problemi. La composizione della ceramica dentale però è biologicamente innocua e le quantità che si staccano sarebbero così minime, che anche da reazioni di questo tipo non risulta alcun rischio per la biocompatibilità. Per fornire una prova della sicurezza delle ceramiche in riguardo al loro comportamento di solubilità, la norma ISO 6872 prescrive la *Determinazione della solubilità chimica* [11].

### 5.1 Ricerche *in vitro* sulla biocompatibilità

La biocompatibilità di IPS Style ed IPS Ivocolor è stata valutata con diversi test nonché ricerche bibliografiche e di banche dati. Oltre ad un possibile effetto dannoso per le cellule (citotossicità) è stato testato anche l'effetto dannoso dal punto di vista genetico (genotossicità). Una valutazione della sensibilizzazione, dell'effetto irritante o della tossicità sistemica acuta è stata condotta attraverso ricerche bibliografiche. La prova di assenza di tossicità subcronica è stata dimostrata dalla solubilità chimica (sezione 5.3).

#### 5.1.1 Citotossicità

Per citotossicità si intende l'effetto dannoso di una sostanza per le cellule. Con il test di citotossicità XTT si può indicare, se la sostanza testata porta all'inibizione della proliferazione delle cellule o addirittura alla loro morte. Il valore XTT<sub>50</sub> risultante indica la concentrazione di una sostanza, che è sufficiente a dimezzare il numero di cellule.

Le ricerche *in vitro* relative alla citotossicità di IPS Style ed IPS Ivocolor sono avvenute con il test XTT sulla linea cellulare L929 secondo la norma ISO 10993-5. Dai campioni sinterizzati sono stati prodotti estratti in diverse concentrazioni, con i quali sono state incubate le cellule. In tutte le prove effettuate con IPS Style ed IPS Ivocolor, anche alle più elevate concentrazioni, non sono stati osservati effetti citotossici. Poiché il materiale non presentava alcuna citotossicità, non è stato possibile il calcolo di un valore XTT<sub>50</sub> (1-6). Un'ulteriore ricerca bibliografica effettuata non ha portato alcuna altra indicazione.

### 5.1.2 Genotossicità

Per genotossicità si intende l'effetto di sostanze o altri influssi, che causano danni o variazioni nel patrimonio genetico di cellule.

Per i campioni di IPS Style ed IPS Ivocolor sono stati effettuati test di mutagenicità con cinque diversi ceppi batterici. Nel corso del test, nessuno dei campioni testati ha causato una mutazione genetica attraverso variazioni della coppia di basi o mutazioni della fase di lettura del genoma dei ceppi utilizzati. In base ai risultati, si può presumere, che IPS Style ed IPS Ivocolor non possiedono alcun potenziale mutageno (7-12).

### 5.1.3 Sensibilizzazione, effetto irritante o tossicità sistemica acuta

Con l'aiuto della bibliografia e di ricerche in banche dati (banche dati tossicologiche), è stato valutato se da IPS Style ed IPS Ivocolor possano derivare altri possibili rischi per la salute. Le ceramiche dentali sono sul mercato da oltre 30 anni e non è stata riportata alcuna sensibilizzazione [12-14].

Poiché per entrambe i prodotti non è stata rilevata alcuna citotossicità, si presume che il rischio di irritazioni attraverso IPS Style ed IPS Ivocolor sia trascurabile. Finora non è stata riferita alcuna reazione simile relativa a ceramiche. In seguito alla lunga disponibilità delle ceramiche dentali, sono stati effettuati diversi studi clinici per lunghi archi di tempo, durante i quali i pazienti si sono presentati a controlli ad intervalli regolari. Nell'ambito dei protocolli di studio i clinici sono stati incaricati di documentare effetti collaterali indesiderati. Fino ad ora non sono stati riferiti effetti collaterali rilevanti attraverso ceramiche Ivoclar Vivadent.

- Sulla base delle informazioni fornite è possibile presumere che IPS Style ed IPS Ivocolor non rappresentano alcun rischio citotossico, mutageno, irritante o sensibilizzante per paziente ed utilizzatore.

## 5.2 Radioattività

Nella norma ISO 6872 relativa alla ceramica è richiesta la determinazione della radioattività. La radioattività di materiali ceramici dentali è stata ed è costantemente discussa in modo controverso [11]. Le cause sono diverse. Da un lato negli anni 70 sono stati utilizzate sostanze fluorizzanti radioattive [12]. Dall'altro, una parte delle materie prime delle masse ceramiche ha tuttora origine da pietre presenti in natura, che presentano una radiazione naturale. La dose di radiazioni derivante dalle ceramiche dentali è trascurabile, ma a causa del carattere cumulativo della radiazione è assolutamente necessario che le materie prime ceramiche presentino concentrazioni di attività possibilmente basse ( $< 1.0 \text{ Bq/g } ^{238}\text{U}$ ) [11].

Alcuni prodotti di decomposizione della serie di decomposizione di  $^{232}\text{Th}$  e  $^{238}\text{U}$  nuclidi emittenti  $\gamma$  e possono essere misurati con l'aiuto della spettroscopia  $\gamma$ .

I valori rilevati per IPS Style della concentrazione di attività ammontano a  $< 0,03 \text{ Bq/g}$  für  $^{238}\text{U}$  e  $^{232}\text{Th}$  (13-15).

I valori rilevati per IPS Ivocolor della concentrazione di attività ammontano a  $\leq 0.16 \text{ Bq/g}$  per  $^{238}\text{U}$  e  $^{232}\text{Th}$  (16-18).

- ▶ Si può quindi dimostrare che la concentrazione di attività di  $^{238}\text{U}$  è sempre molto inferiore al valore consentito secondo la norma ISO 6872 di 1 Bq/g.  
(A confronto: Le attività della crosta terrestre per  $^{238}\text{U}$  e  $^{232}\text{Th}$  si trovano nel campo di 0,03 Bq/g)

### 5.3 Solubilità chimica

Per la determinazione della solubilità chimica, sono stati testati diversi campioni di masse IPS Style:

| Nome campione                         | Solubilità chimica [ $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ] |
|---------------------------------------|--|
| 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  |

Tabella 4: Solubilità chimica di IPS Style nach ISO 6872. (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- ▶ Tutti i valori misurati della solubilità chimica di IPS Style sono molto inferiori al valore massimo consentito dalla norma ISO 6872 di  $< 100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

Per la determinazione della solubilità chimica, sono stati testati diversi campioni di masse IPS Ivocolor:

| Nome campione               | Solubilità chimica [ $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ] |
|-----------------------------|--|
| IPS Ivocolor Glaze clear    | 14   |
| IPS Ivocolor Essence Copper | 73   |

Tabella 5: Solubilità chimica di IPS Ivocolor secondo ISO 6872. (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL, 2015).

- ▶ I valori misurati della solubilità chimica di IPS Ivocolor si trovano al di sotto del valore massimo consentito secondo ISO 6872 di  $< 100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ .

### 5.4 Riferimenti per la biocompatibilità

(Rapporti da misurazioni commissionate da Ivoclar Vivadent AG, Riferimenti non pubblicati.)

- (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  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with IPS Style Margin. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (14) Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Pulver NBR Farbmischung. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (15) Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Pulver NBS Mischung. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (16) Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with GM Rainbow Glasur clear. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (17) Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with PU Rainbow Shade Mix 2. Forschungszentrum Jülich. 2014.
- (18) Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with PU Rainbow Shade Mix 1. Forschungszentrum Jülich. 2014.

## 6 Riferimenti bibliografici

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.

Non garantiamo per la precisione, la veridicità o l'affidabilità di informazioni originate da terzi. Non siamo responsabili dell'uso delle informazioni, anche in caso di avvertenza del contrario. L'uso delle informazioni è a proprio rischio. L'informazione è fornita in quanto tale, in quanto disponibile e senza alcuna garanzia espressa o implicita, compresa (senza limitazione) l'utilizzabilità o l'idoneità per uno scopo particolare.

L'informazione è stata fornita gratuitamente ed in nessun caso noi o chiunque altro nostro associato o altre persone potranno essere ritenuti responsabili di qualsiasi danno accidentale, diretto, indiretto, consequenziale, speciale o punitivo (incluso, ma non soltanto, danni per la perdita di dati, perdita dell'uso, o qualsiasi altro costo per procurare informazioni sostitutive) derivanti dall'uso o dall'inabilità di uso delle informazioni anche nel caso in cui noi o nostri rappresentanti fossimo a conoscenza della possibilità di tali danni.

Ivoclar Vivadent AG  
Ricerca e Sviluppo Servizio  
Scientifico  
Bendererstrasse 2  
FL - 9494 Schaan  
Liechtenstein

Contenuto: Servizio Scientifico

Edizione: Luglio 2016