

**e.max<sup>®</sup>**  
**IPS**

# ZirCAD

Documentazione scientifica



**ivoclar**  
**vivadent**  
passion vision innovation

## Indice

<b>1</b>	<b>IPS e.max System</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>IPS e.max ZirCAD</b>	<b>4</b>
	IPS e.max ZirCAD – LABSIDE	5
	IPS e.max ZirCAD - CHAIRSIDE	5
	IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids	6
<b>3</b>	<b>Descrizione del materiale</b>	<b>7</b>
	Zirconia – Zirconio – Ossido di zirconio: Qual'è la differenza?	7
	Ossido di zirconio non è uguale a ossido di zirconio	8
	Le generazioni di ossido di zirconio	13
<b>4</b>	<b>Dati tecnici</b>	<b>18</b>
<b>5</b>	<b>Ricerche in scienza dei materiali (in-vitro)</b>	<b>19</b>
	Resistenza alla flessione	19
	Tenacia alla rottura	21
	Proprietà ottiche	22
	Usura: Materiali monolitici - usura della ceramica e degli antagonisti	24
	IPS e.max ZirCAD e diverse tecniche di rivestimento estetico	24
	Ossido di zirconio monolitico - spessore della parete e resistenza all'affaticamento	27
<b>6</b>	<b>Studi clinici con IPS e.max ZirCAD</b>	<b>28</b>
	Corone e ponti in IPS e.max ZirCAD rivestiti esteticamente con IPS e.max Ceram	28
	IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max CAD o IPS e.max Ceram	29
	IPS e.max ZirCAD rivestito con IPS e.max ZirPress o IPS e.max Ceram	29
	IPS e.max ZirCAD monolitico o rivestito esteticamente a confronto con IPS e.max CAD ed IPS Empress CAD	30
	IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max CAD: risultati dopo 4 anni	31
	Ponti inlay in IPS e.max ZirCAD, sovrappressati con IPS e.max ZirPress	32
<b>7</b>	<b>Biocompatibilità</b>	<b>33</b>
	Solubilità chimica	34
	Citotossicità	34
	Genotossicità	35
	Radioattività	35
<b>8</b>	<b>Bibliografia</b>	<b>37</b>

## 1 IPS e.max System

IPS e.max è un sistema di ceramica integrale innovativo, con il quale si possono realizzare tutte le indicazioni dalle faccette sottili fino ai ponti di più elementi.

È composto dall'affidabile vetroceramica al disilicato di litio (IPS e.max Press e CAD), dall'innovativa ceramica all'ossido di zirconio (IPS e.max ZirCAD) e dalla ceramica da rivestimento estetico (IPS e.max Ceram) calibrata con l'intero sistema. La ceramica da sovrappressatura IPS e.max ZirPress, una ceramica a base di fluoro-apatite, completa il versatile sistema. Con i materiali IPS e.max altamente resistenti ed estetici, si realizzano tutti i campi di indicazione dalle faccette sottili fino al ponte di più elementi. Sono possibili anche trattamenti ibridi.



Figura 1: Assortimento IPS e.max (in senso orario) - Dischi e blocchetti IPS e.max ZirCAD, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirPress, IPS e.max Press ed IPS e.max Ceram.

**IPS e.max ZirCAD** comprende materiali per la realizzazione universale di restauri in ossido di zirconio. Il coordinato portafoglio prodotti per la moderna tecnica CAD/CAM consente processi di lavorazione economici e risultati estetici e riproducibili.

**IPS e.max CAD** è una vetroceramica al disilicato di litio versatile ed affidabile per il procedimento CAD/CAM. Si utilizza per la realizzazione di restauri di denti singoli, abutment ibridi e ponti di tre elementi (settore premolari).

**IPS e.max Press** è la versatile ed affidabile vetroceramica al disilicato di litio per la tecnica di pressatura. Si utilizza per la realizzazione di restauri di denti singoli, trattamenti con abutment ibridi e ponti di tre elementi (settore premolari).

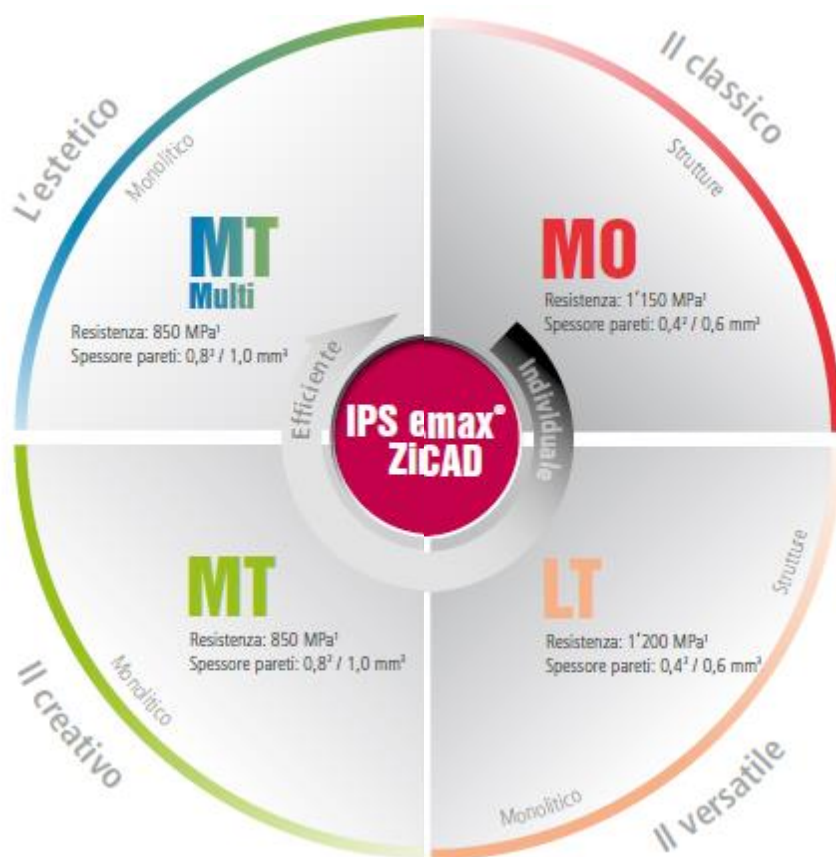
**IPS e.max ZirPress** è una vetroceramica alla fluoro-apatite per la rapida ed efficiente sovrappressatura di strutture in ossido di zirconio (p.es. IPS e.max ZirCAD).

**IPS e.max Ceram** è una ceramica da stratificazione a base di fluoro apatite altamente estetica, che si utilizza per la caratterizzazione ed il rivestimento estetico di strutture in disilicato di litio ed ossido di zirconio.

## 2 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD è un innovativo e versatile ossido di zirconio con ampio spettro di indicazioni. Con IPS e.max ZirCAD oltre che cappette e strutture, si possono realizzare anche corone interamente anatomiche e ponti. Gli utilizzatori approfittano in tal modo della prestazione, versatilità e funzionalità. IPS e.max ZirCAD è il materiale ideale quando è richiesta elevata resistenza, minimi spessori delle pareti ed un'estetica naturale.

IPS e.max ZirCAD è disponibile sia come disco che come blocchetto. I dischi IPS e.max ZirCAD sono disponibili in tre gradazioni di traslucenza – opacità media (MO, Medium Opacity), bassa traslucenza (LT, Low Translucency) e media traslucenza (MT, Medium Translucency) – nonché come dischi policromatici Multi con un naturale decorso di traslucenza (MT Multi). Le diverse gradazioni di traslucenza sono idonee per numerosi e vari campi di indicazione. La figura 2 ed il capitolo 2.1 presentano una panoramica dei materiali. I blocchetti LT ed MO<sup>1</sup> completano l'assortimento.



<sup>1</sup> Resistenza alla flessione biassiale media, R&S Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

<sup>2</sup> dente anteriore

<sup>3</sup> dente posteriore

Figura 2: Assortimento IPS e.max ZirCAD secondo traslucenza (MO, LT, MT, MT Multi) ed indicazioni.

<sup>1</sup> A seconda della relativa offerta, per i sistemi CAD/CAM autorizzati.

## 2.1 IPS e.max ZirCAD – LABSIDE

### Indicazioni:

Gradazione di traslucenza	Indicazioni				
	Corone interamente anatomiche	Ponti di 3 elementi interamente anatomici	Ponti interamente anatomici di 4 o più elementi con max. 2 elementi intermedi	Strutture di corone	Strutture di ponti da 3 o più elementi con max. 2 elementi intermedi
<b>MT Multi</b> Medium Translucency con decorso cromatico	✓	✓*			
<b>MT</b> Medium Translucency	✓	✓*			
<b>LT</b> Low Translucency	✓	✓	✓**	✓	✓**
<b>MO</b> Medium Opacity				✓	✓**

\* IPS e.max ZirCAD MT ed IPS e.max ZirCAD MT Multi sono dischi per la realizzazione di restauri con al massimo tre elementi.

\*\* In Canada, le indicazioni per ponti sono limitate a 6 elementi con massimo due elementi intermedi adiacenti.

### Controindicazioni:

#### IPS e.max ZirCAD MT / MT Multi

- Rivestimenti estetici di MT Multi con IPS e.max Ceram
- Costruzioni di ponti con più di 3 elementi
- Pazienti con dentatura residua molto ridotta
- Bruxismo
- Tutti gli altri impieghi non riportati nelle indicazioni
- Cementazione provvisoria

#### IPS e.max ZirCAD LT / MO

- Costruzioni di ponti con oltre 2 elementi intermedi contigui
- Pazienti con dentatura residua molto ridotta
- Bruxismo in caso di restauri IPS e.max ZirCAD LT / MO rivestiti esteticamente
- Due o più elementi in estensione (a bandiera)
- Tutti gli altri impieghi non riportati nelle indicazioni
- Cementazione provvisoria

## 2.2 IPS e.max ZirCAD - CHAIRSIDE

I blocchetti IPS e.max ZirCAD LT sono ora disponibili anche per la realizzazione di restauri in ossido di zirconio in una seduta nello studio dentistico. I restauri monolitici possono essere realizzati chairside dall'odontoiatra. Questi blocchetti con bassa traslucenza consentono la realizzazione di restauri estetici senza la necessità di ulteriore rivestimento estetico.

I blocchetti LT sono precolorati monocromaticamente e disponibili in 7 colori A–D, 1 colore Bleach nonché nelle grandezze C17 e B45.

**Indicazioni:**

- Corone interamente anatomiche nei settori anteriori e latero-posteriori
- Ponti interamente anatomici di 3 elementi nei settori anteriori e lateroposteriori

Indicati per la lavorazione ad acqua ed a secco

**Controindicazioni:**

- Pazienti con dentatura residua molto ridotta
- Tutti gli altri impieghi non riportati nelle indicazioni
- Cementazione provvisoria

### 2.3 IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids

Die IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids si utilizzano per l'infiltrazione a pennello di restauri prima del processo di sinterizzazione. A tale scopo sono disponibili due tipi di liquidi: IPS e.max ZirCAD MT Colouring Liquids servono alla colorazione di restauri IPS e.max ZirCAD MT BL, mentre gli IPS e.max ZirCAD LT Colouring Liquids si utilizzano per la colorazione di IPS e.max ZirCAD LT. Entrambe i liquidi sono disponibili in 16 colori A-D e 5 colori Effect.

Colouring Liquids sono soluzioni acquose di nitrati di metalli di transizione e di metalli di terre rare (ioni coloranti). Possono essere diluiti con il Colouring Liquid Diluter, una soluzione fortemente diluita, acquosa di acido nitrico. Gli indicatori di colore sono soluzioni acquose di colori di demarcazione, che si aggiungono ai Colouring Liquids per rendere visibile il processo di infiltrazione a pennello. I colori di demarcazione sono interamente calcinabili durante il processo di sinterizzazione. I Colouring Liquids penetrano nella superficie del restauro ed i cationi contenuti rimangono nella matrice dell'ossido di zirconio dopo la sinterizzazione conferendo quindi la colorazione al restauro finito. Sono fermamente legati alla matrice dell'ossido di zirconio e non possono essere eliminati con acqua, come è stato confermato dai test di solubilità secondo ISO 6872:2015 (vedi capitolo 7.1). Poiché il contenuto di ioni coloranti è molto ridotto, non ne influenza la struttura cristallografica. Rispetto all'ossido di zirconio non colorato, le dimensioni dei cristalli sono piuttosto inferiori. La riduzione delle dimensioni dei granuli tuttavia non ha alcun influsso importante sulle caratteristiche fisiche.

**Indicazioni:**

Gli IPS e.max ZirCAD MT/LT Colouring Liquids sono soluzioni metalliche acquose, pronte all'uso per la colorazione di restauri IPS e.max ZirCAD MT BL e LT non sinterizzati con l'aiuto della tecnica di infiltrazione a pennello.

**Controindicazioni:**

Tutti gli altri impieghi non riportati nelle indicazioni

### 3 Descrizione del materiale

La consapevolezza dell'umanità in riguardo ai vantaggi terapeutici ed estetici del restauro protesico è di lunga data. 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. Sulla base di questo principio gli etruschi realizzavano dei restauri dentali un po' più estetici da denti 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, è finalmente iniziata la produzione industriale di denti in porcellana in Inghilterra. Con la realizzazione della prima protesi totale in gomma e denti in porcellana (1846) è quindi iniziata una nuova era nel campo del trattamento protesico dentale [1; 2].

In seguito alla loro fragilità e tendenza alla frattura, i materiali disponibili in ceramica erano tuttavia solo parzialmente idonei per la realizzazione di un restauro protesico duraturo. Per questo motivo, già dal 1733, sono state intraprese prove per superare 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. Nel frattempo lo spettro delle leghe dentali è cresciuto considerevolmente ed ora sono disponibili anche leghe vili per l'uso dentale [3].

Il progresso nel campo delle ceramiche dentali è stato notevole. Grazie al loro aspetto naturale ed alla loro eccezionale biocompatibilità, i restauri privi di metallo sono diventati sempre più graditi da parte dei pazienti. Nell'uso dentale, l'ossido di zirconio, grazie alla sua elevata resistenza alla flessione e tenacia alla rottura, consente un ampio spettro di indicazioni. Il materiale è ormai in uso da oltre 15 anni nei laboratori odontotecnici per la realizzazione di strutture e recentemente anche per la realizzazione di restauri interamente anatomici [4]. Ultimamente l'interesse (e la capacità) in riguardo all'uso di ossido di zirconio per la realizzazione di restauri monolitici è notevolmente aumentata. Questo è da ricondurre allo sviluppo di generazioni di materiali, che offrono un ampio spettro di caratteristiche ottiche e meccaniche.

#### 3.1 Zirconia – Zirconio – Ossido di zirconio: Qual'è la differenza?

Il puro zirconio (Zr) è un metallo lucente come l'argento piuttosto morbido e modellabile, che otticamente assomiglia all'acciaio. Lo zirconio è presente in natura come minerale, principalmente come "zircono" ( $ZrSiO_4$ ) e più raro della baddeleyite ( $ZrO_2$ ). Questi due minerali vengono utilizzati per la realizzazione di metallo di zirconio ed altri legami di zirconio, che richiedono complessi processi di produzione e di purificazione. L'ossido di zirconio dentale è composto esclusivamente da componenti sintetiche in polvere e non da minerali naturali. La materia prima dell'ossido di zirconio dentale deriva da  $ZrSiO_4$ . A tale scopo il zircono viene purificato chimicamente e trasformato in pre-fasi sintetiche di zirconio (precursore), che vengono trasformate in  $ZrO_2$  esclusivamente con l'aiuto di procedimenti termici e meccanici. La maggior parte di legami di zirconio contengono l'afinio (Hf) come impurità. È molto difficile separare l'afinio durante la preparazione dello zirconio, perché è molto simile allo zirconio. Inoltre possono essere contenute tracce di torio, che può causare una minima radioattività nell'ossido di zirconio. Questo però non ha importanza, in quanto le ceramiche dentali devono essere prodotte secondo la Norma EN ISO 6872 (vedi anche capitolo 7.4), fissando in modo preciso la dose accettabile di radioattività [5; 6].

L'ossido di zirconio ( $ZrO_2$ ), un ossido del metallo, viene utilizzato dalla fine del 19° secolo come materiale refrattario nella produzione del vetro [5]. Oggi viene utilizzato anche per la realizzazione di coltelli o delle mazze da golf e nella sua fase cubica è molto apprezzato

come gemma simile al diamante [7]. Dal 1970 l'ossido di zirconio, grazie alle sue vantaggiose caratteristiche quali minima citotossicità, minimo potenziale di corrosione e minima adesione dei batteri, viene impiegato in medicina ed in odontoiatria [8].

### 3.2 Ossido di zirconio non è uguale a ossido di zirconio

Nonostante la materia prima per l'ossido di zirconio dentale venga acquisita sinteticamente, la struttura cristallina ed i processi cristallografici possono essere derivati dal minerale ossido di zirconio naturale (baddeleyit). L'ossido di zirconio è polimorfo. Questo significa, che gli stessi elementi esistono in tre diverse strutture cristalline, in dipendenza dalla temperatura e dalla pressione. Si distingue fra struttura cristallina o fase monoclinica (m), tetragonale (t) e cubica (c) (figura 3). A temperatura ambiente l'ossido di zirconio puro si trova nella fase stabile, nella fase monoclinica. Quando la temperatura sale a ca. 1170°C, la fase monoclinica si trasforma in fase tetragonale, mentre il volume si contrae del 4-5 % ca. Dalla fase tetragonale, a ca. 2370°C si forma poi la fase cubica, con un'ulteriore leggera contrazione del volume. [5; 8-10].

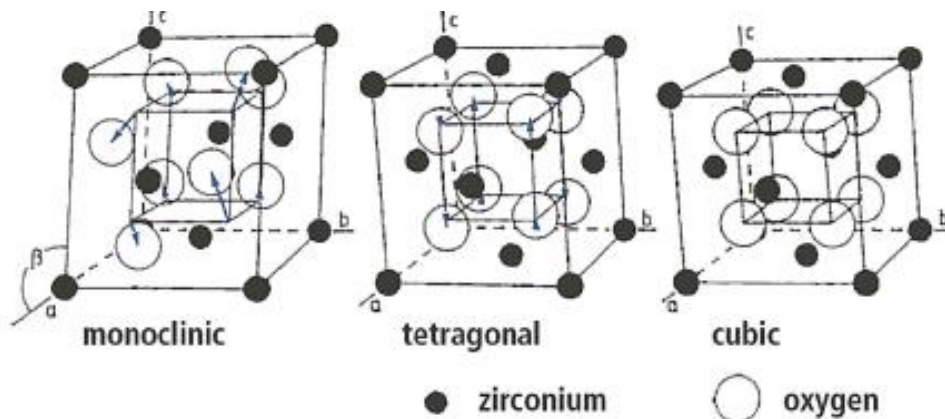


Figura 3: Le strutture cristalline dell'ossido di zirconio: monoclini, tetragonali e cubiche. La trasformazione dalla fase cubica in tetragonale avviene con una distensione degli ioni di ossigeno lungo l'asse C. Attraverso l'ulteriore scorrimento elastico di questi ioni (vedi direzione della freccia) la fase tetragonale si trasforma in fase monoclinica (modifica secondo [5]).

Queste trasformazioni reversibili della griglia cristallina (figura 4) sono (1) prive di diffusione (cioè avvengono senza trasporto di atomi), (2) entro un campo di temperatura, non ad una determinata temperatura (cioè sono atermiche) e (3) contengono spostamenti nel coordinamento delle posizioni delle griglie cristalline. Queste variazioni sono caratteristiche per le *trasformazioni di fase martensitiche*, come per esempio nella trasformazione austenite-martensite della produzione dell'acciaio [5; 9].



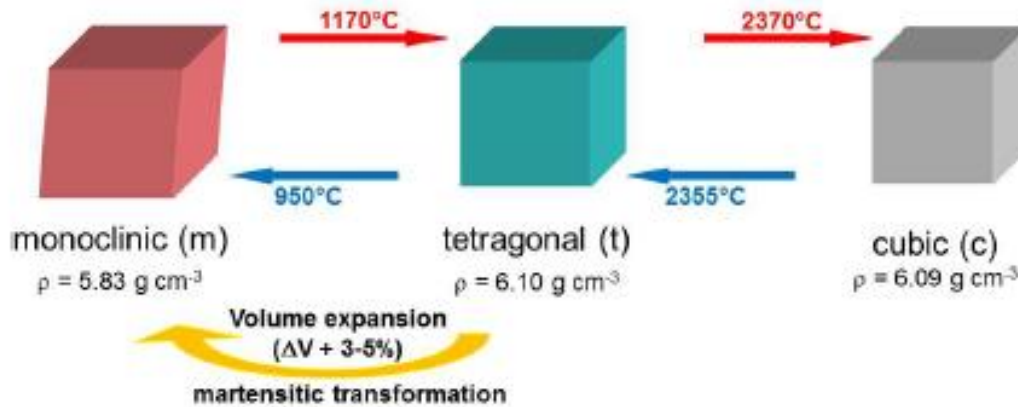


Figura 4: Relazione tra temperatura e variazione volumetrica in base alle trasformazioni della griglia cristallina delle fasi dell'ossido di zirconio.

Il raffreddamento conduce ad un'espansione volumetrica, in particolare nella trasformazione  $t \rightarrow m$ . È pertanto impossibile utilizzare ossido di zirconio puro per impieghi biomedici, nei quali le strutture intatte sono d'obbligo. Il processo di raffreddamento in se', porta a successive tensioni, che vengono causate dalla rigidità della griglia cristallina, che non si può adattare al brusco aumento di volume. Questo porterebbe ad un immediato danno/frattura della ceramica sinterizzata oppure tensioni residue condurrebbero con il tempo ad una formazione di incrinature.

Si è tuttavia scoperto, che con delle componenti come l'ossido di ittrio ( $Y_2O_3$ ), ossido di calcio (CaO) oppure ossido di magnesio (MgO) nella griglia cristallina  $ZrO_2$  la fase monoclinica a temperatura ambiente viene soppressa. Queste sostanze di dotazione stabilizzano la fase tetragonale come fase metastabile a temperatura ambiente o addirittura la fase cubica fino a temperatura ambiente. Attraverso l'aggiunta di diverse quantità di sostanze di dotazione (la quantità dipende anche dal tipo di stabilizzatore) si forma ossido di zirconio parzialmente o totalmente stabilizzato [4; 5; 8-10]. L'ossido di zirconio totalmente stabilizzato si ottiene o con l'aggiunta di 8 Mol%  $Y_2O_3$  oppure 16 Mol% MgO oppure CaO. Quantità inferiori delle stesse sostanze portano a ossido di zirconio parzialmente stabilizzato con fasi tetragonali e cubiche prevalentemente metastabili [10]. Durante il processo di stabilizzazione gli ioni di dotazione a bassa valenza ( $Y_{3+}$  nella figura 5) sostituiscono  $Zr_{4+}$  nella griglia cristallina, creando dei punti privi di ossigeno. La metastabilità della fase tetragonale e di conseguenza la stabilizzazione dell'ossido di zirconio è da ricondurre principalmente all'esistenza di questi punti privi di ossigeno. Questi consentono un rilassamento di anioni e cationi a seconda della loro distanza verso i punti vuoti [9].

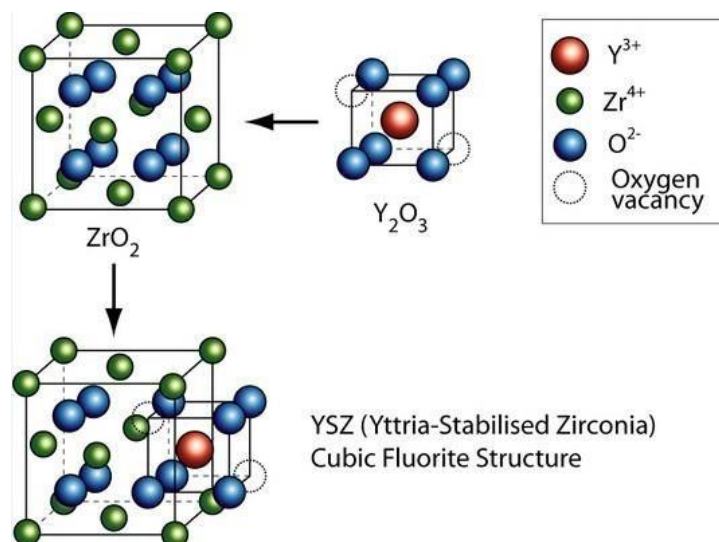


Figura 5: Meccanismo di stabilizzazione e formazione di punti privi di ossigeno (ingl. Oxygen vacancy) attraverso la dotazione di ZrO<sub>2</sub> con Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. [Ossido di zirconio stabilizzato con ittrio (Yttria-Stabilised Zirconia, YSZ), struttura cubica fluorite (Cubic Fluorite Structure)]<sup>2</sup>.

Grazie all'aggiunta di stabilizzatori, si possono creare ceramiche con notevoli caratteristiche quali resistenza alla flessione e tenacia, elevata durezza e stabilità chimica. I parametri come dimensioni delle particelle e forma, contenuto di sostanze di dotazione e temperatura influiscono sulla trasformazione  $t \rightarrow m$ . La fase tetragonale può essere mantenuta nell'ossido di zirconio parzialmente stabilizzato a temperatura ambiente (2-3 Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), soltanto se le dimensioni delle particelle sono nell'ambito di 0.2 -1  $\mu\text{m}$  [10].

L'ossido di zirconio parzialmente stabilizzato (PSZ = **p**artially **s**tabilized **z**irconia) è stato ampiamente testato e viene utilizzato a scopi commerciali. Le ceramiche sono composte principalmente dalla fase cubica con domini di ossido di zirconio intragranulare, tetragonale, che si formano durante la tempera nel decorso di raffreddamento. Lo stabilizzatore utilizzato viene aggiunto al nome come prefisso, p.es. Mg-PSZ per MgO oppure Y-PSZ per Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> come stabilizzatore. Il processo di raffreddamento su misura porta alla formazione di una fase tetragonale con dimensioni definite ed una distribuzione omogenea all'interno della matrice cubica. Se le particelle metastabili, tetragonali sono troppo piccole o troppo grandi, perdono la loro capacità di trasformazione oppure vengono trasformate subito nella fase monoclinica. Inoltre, durante la lavorazione per ottenere ceramiche con una sufficiente resistenza è indispensabile una riduzione di porosità e difetti [5; 9].

I materiali sinterizzati da policristalli in ossido di zirconio tetragonale stabilizzato con ittrio (Y-TZP = **y**ttria **s**tabilized-**t**etragonal **z**irconia **p**olycrystals) sono composti principalmente (~98 %) dalla fase tetragonale metastabile con densità teorica di 96-99.8 %. Le ceramiche TZP vengono prodotte principalmente da materie prime sintetiche in polvere ultrafine e di elevata purezza. La quantità della sostanza di dotazione utilizzata viene citata prima dell'abbreviazione, p.es. 3Y-TZP, quando si utilizza 3 Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (vedi anche Tabelle 1). Si è constatato, che elevati valori di resistenza aumentano con un'elevata quota di fase tetragonale, mentre un'elevata quota di fase monoclinica porta a bassi valori di resistenza. Il potere di trasformazione e la relativa temperatura vengono determinati dalle dimensioni delle particelle. Un mirato adattamento delle dimensioni delle particelle è pertanto indispensabile. Se la dimensione del granulo si abbassa oltre una dimensione critica, il materiale perde il suo potere di trasformazione  $t \rightarrow m$  durante lo sviluppo delle incrinature, portando ad una riduzione della tenacia.

<sup>2</sup> <https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/fuel-cells/printall.php> (11.05.2017)

Lo stabilizzatore e la sua concentrazione guidano questi effetti dipendenti dalle dimensioni. L'ossido di ittrio, in una determinata concentrazione e determinate dimensioni granulometriche, si è dimostrato il miglior stabilizzatore [5; 9].

	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
<b>Mol% Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	3	4	5
<b>% Peso Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	5.35	7.10	8.80

Tabella 1: Relazione fra Mol% utilizzate in Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e relativa percentuale in peso (% in peso).

### 3.2.1 Vantaggi della trasformazione - rafforzamento della trasformazione

Sebbene la trasformazione t→m in puro ZrO<sub>2</sub> sia svantaggiosa, nei prodotti con ossido di zirconio stabilizzato comporta un vantaggio determinante. Nel 1975 Garvie et al. ha pubblicato [11] il suo rilevamento, che la trasformazione t→m in ossido di zirconio parzialmente stabilizzato porta ad una maggiore resistenza e tenacia del materiale. Hanno comparato questo meccanismo di rafforzamento ad un meccanismo di tensione e dilatazione indotto, noto dall'acciaio (trasformazione austenite-martensite). Il gruppo ha utilizzato il termine "acciaio ceramico" per l'ossido di zirconio parzialmente stabilizzato, perché presenta caratteristiche simili a quelle dell'acciaio rinforzato: tre allotropi, le fasi metastabili e la trasformazione martensitica [9].

I considerevoli aspetti, che derivano dalla trasformazione della fase tetragonale metastabile in fase monoclinica sono (1) il rafforzamento della trasformazione e (2) la maggiore resistenza alle incrinature. Queste caratteristiche dell'ossido di zirconio stabilizzato rappresentano un eccellente vantaggio per gli impieghi biomedici, nei quali la propagazione delle incrinature è un argomento critico. Tensioni residue oppure tensioni esterne vicine alla punta dell'incrinatura (nella zona anteriore dell'incrinatura figura 6) portano alla trasformazione t→m ed alla relativa espansione volumetrica. La trasformazione porta alla formazione di una zona di trasformazione (miscela di granuli rossi e blu nella figura 6), inizialmente nelle vicinanze della punta dell'incrinatura e successivamente lungo le flange dell'incrinatura. Le dimensioni e la microstruttura (p.es. granulometria) della zona di trasformazione controlla il rinforzo. In materiali Y-TZP, questa zona è tipicamente nel campo di alcuni micrometri. In seguito all'aumento del volume e della tensione intrinseca che ne deriva, la zona di trasformazione si trova sotto tensione da pressione, che sopprime o addirittura chiude l'incrinatura impedendone l'ulteriore crescita. Attraverso il consumo di energia di questo processo (energia che altrimenti servirebbe alla crescita dell'incrinatura), aumenta la tenacia alla frattura (K<sub>IC</sub>) del materiale. Nell'insieme il processo inibisce la propagazione delle incrinature ed aumenta la tenacia alla frattura del materiale. [5; 8-10].

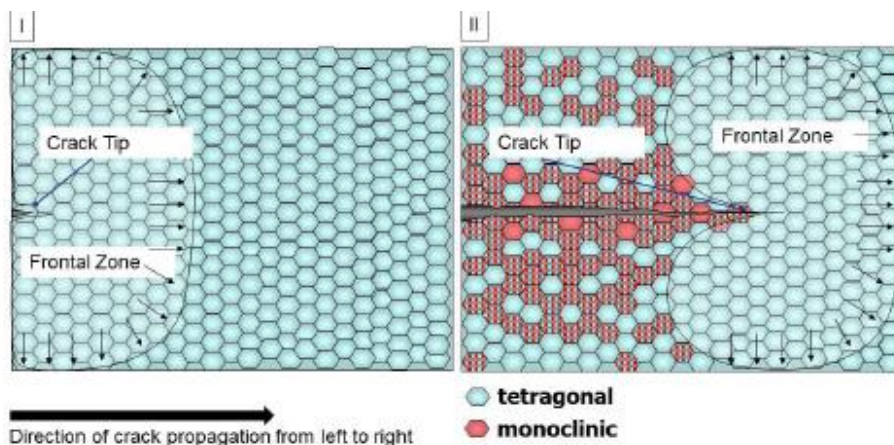


Figura 6: Rappresentazione schematica del rinforzo di trasformazione nel Y-TZP sulla base dell'iniziale formazione di incrinature.

La diversione dell'incrinatura è un ulteriore meccanismo di rinforzo nelle ceramiche. In

questo caso un'incrinatura varia la sua direzione quanto raggiunge i limiti dei pori o dei granuli [10].

### 3.2.2 Processo di invecchiamento - instabilità di invecchiamento idrotermale

In seguito ad un problema in ortopedia all'inizio degli anni 2000 è generalmente noto, che l'ossido di zirconio è soggetto ad invecchiamento o per la cosiddetta instabilità di invecchiamento idrotermale (LTD = low temperature degradation). Durante la fase tetragonale metastabile si modifica in una lenta trasformazione in fase monoclinica stabile. Il processo inizia in superficie in presenza di acqua a temperature relativamente basse [9; 12]. Gli effetti dell'LTD sono modifiche superficiali come eruzioni e microincrinature, che conduce ad una riduzione della resistenza [13]. La figura 7 mostra la raffigurazione schematica di questo processo.

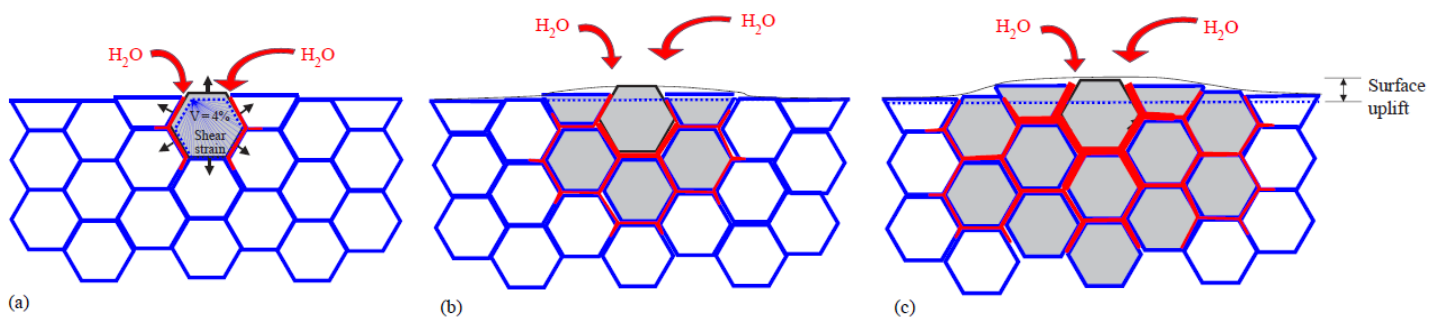


Figura 7: Raffigurazione schematica del processo di invecchiamento. Partendo da un singolo granulo in superficie (a), seguito da una cascata di trasformazioni di granuli adiacenti (zona grigia), il processo conduce infine alla formazione di microincrinature (penetrazione di acqua lungo la linea rossa) e ruvidità superficiale (b e c) (modificato secondo [12]).

L'invecchiamento inizia con la trasformazione di un singolo granulo (figura 7(a)) in superficie attraverso un meccanismo di tensione indotta. Questo viene supportato da caratteristiche o problemi, che rappresentano uno svantaggio per la stabilità della fase tetragonale, come p.es. la presenza di tensioni residue, grandi dimensioni dei granuli, basso contenuto di ossido di ittrio oppure la presenza di granuli dalla fase puramente cubica. La trasformazione conduce al tipico aumento volumetrico, che nei granuli contigui induce tensioni e genera microincrinature. Questo porta infine a trasformazioni a cascata, con le quali si allarga la zona di trasformazione (zona grigia nella figura 7). Attraverso le microincrinature (linee rosse nella figura 7) l'acqua può continuare a penetrare nella struttura ed il processo di invecchiamento prosegue. Queste zone di trasformazione generate dall'LTD causano ruvidità superficiali e possono condurre a eruzioni come conseguenza dell'usura. [9; 12]

Le strategie per ridurre il rischio di LTD nel 3Y-TZP comprendono la riduzione delle dimensioni delle particelle, aumento del contenuto di ossido di ittrio, aggiunta di Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e la modifica della sintesi chimica per l'acquisizione delle particelle iniziali di ZrO<sub>2</sub>. È comunque necessario considerare che la lavorazione a macchina può condurre a stati di tensione superficiali, che possono aumentare la predisposizione all'LTD del materiale. [10]

### 3.3 Le generazioni di ossido di zirconio

Per i trattamenti fissi in ceramica integrale trovano impiego diversi tipi di ossido di zirconio medicale. Differiscono fra loro per la composizione chimica ed in particolare per il contenuto dello stabilizzatore  $Y_2O_3$ . Fino al 2014 è stato utilizzato soltanto il materiale altamente resistente 3Y-TZP per la realizzazione di restauri, dalle corone singole fino ai ponti estesi a supporto implantare. Oggi i tipi di ossido di zirconio utilizzati variano. Essi offrono una migliore traslucenza per trattamenti estetici, interamente anatomici (monolitici) ma con minori caratteristiche meccaniche. Questa riduzione della resistenza e della tenacia alla frattura comporta determinate limitazioni in riguardo a spettro d'indicazione, spessori delle pareti e sezioni delle connessioni.

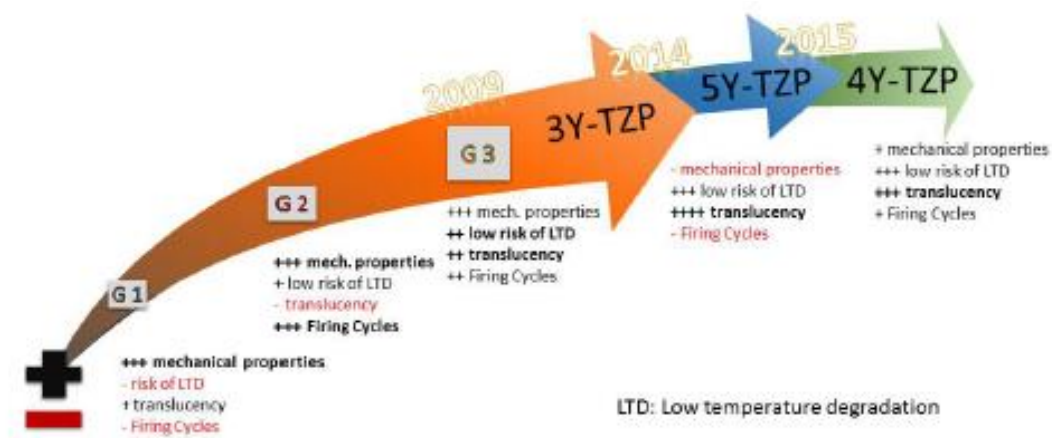


Figura 8: Sviluppo e caratteristiche dei tipi di ossido di zirconio per il settore dentale: Diverse generazioni di 3Y-TZP fino al 2014. Dopo il 2014 sono stati introdotti sul mercato dentale i materiali 5Y-TZP. L'instabilità di invecchiamento idrotermale (Low temperature degradation, LTD) descrive la sensibilità all'invecchiamento dell'ossido di zirconio.

I dischi ed i blocchetti IPS e.max ZirCAD possono essere suddivisi in due gruppi: i materiali altamente resistenti 3Y-TZP IPS e.max ZirCAD LT e MO nonché o prodotti traslucenti 4Y-TZP con ridotte caratteristiche meccaniche (IPS e.max ZirCAD MT Multi ed MT).



Figura 9: IPS e.max ZirCAD è disponibile in forma di dischi e blocchetti presinterizzati per la tecnologia CAD/CAM.

L'aumento del contenuto di ossido di ittrio influisce sulla grandezza dei granuli nella microstruttura (vedi figura 10) e sui coefficienti di espansione termica. Esso controlla le caratteristiche fisiche più importanti. Questo influsso sulle caratteristiche meccaniche ed ottiche viene descritto dettagliatamente nei seguenti capitoli.

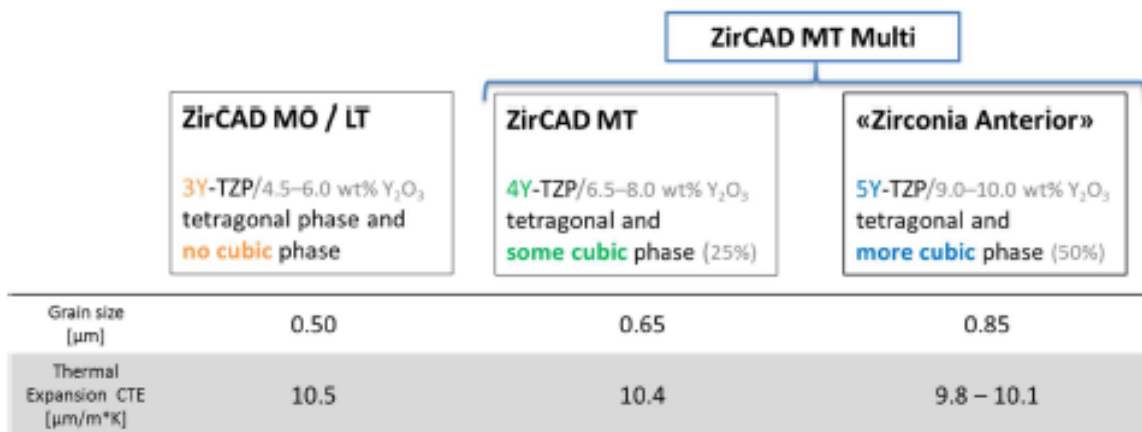


Figura 10: Panoramica dei tipi di materiali TZP utilizzati nel portafoglio prodotti IPS e.max ZirCAD e relative caratteristiche.

### 3.3.1 3Y-TZP

Le prime generazioni di ossido di zirconio dentale si basavano tutte su 3Y-TZP. I policristalli in ossido di zirconio tetragonale stabilizzato con ossido di ittrio (Y-TZP = yttria stabilized-tetragonal zirconia polycrystals) si compongono di ossido di zirconio di granulometria fine con piccole quantità di sostanza aggiuntiva di  $Y_2O_3$ . Queste ceramiche 3Y-TZP interamente cristalline (IPS e.max ZirCAD LT ed MO) hanno la seguente composizione:

Componenti	Contenuto
Ossido di zirconio ( $ZrO_2$ )	88.0 - 95.5 % in peso
Ossido di ittrio ( $Y_2O_3$ )	> 4.5 - ≤ 6.0% in peso
Ossido di afinio ( $HfO_2$ )	≤ 5.0 % in peso
Ossido di alluminio ( $Al_2O_3$ )	≤ 1.0 % in peso
Altri ossidi per la colorazione	≤ 1.0 % in peso

Tabella 2: Tipica composizione di 3Y-TZP.

Dopo la sinterizzazione il materiale è composto al 98 % ca. dalla fase tetragonale metastabile. La tendenza alla trasformazione dipende dalle dimensioni dei granuli, per cui le buone ceramiche 3Y-TZP vengono sviluppate con granuli di forma e dimensioni omogenee (vedi figura 11). Grazie alle idonee condizioni di temperatura durante la sinterizzazione, le tipiche dimensioni del granulo durante la sinterizzazione ammonta a 0.5 µm. Se la dimensione del granulo si abbassa oltre una dimensione critica (< 0.3 µm), il materiale perde il suo potere di trasformazione t→m durante lo sviluppo delle incrinature e pertanto diminuisce la tenacia. [5; 9]

Rispetto alle vetroceramiche l'ossido di zirconio presenta in generale alcuni svantaggi ottici in seguito all'indice di rifrazione relativamente elevato, che porta ad un elevato grado di riflessione totale. L'indice di rifrazione varia a seconda dell'orientamento dei cristalli tetragonali nell'ossido di zirconio, il che può causare una doppia riflessione. L'elevato grado di riflessione porta ad una superficie speculare, che è più lucida dei denti naturali determinando quindi una peggiore estetica. Inoltre, l'elevato numero di piccoli granuli cristallini, possibili pori e granuli  $Al_2O_3$  precipitati, conduce ad un'enorme quantità di

interfacce. Queste interfacce diffondono la luce passante e causano una riduzione del passaggio di luce, che porta ad un ulteriore peggioramento della traslucenza e quindi dell'estetica. Un contenuto più elevato di ossido di ittrio conduce ad una riduzione della doppia rifrazione e ad un aumento delle dimensioni dei granuli. Pertanto i materiali 3Y-TZP sono più opachi delle ceramiche a base di ossido di zirconio, che hanno un contenuto maggiore di  $Y_2O_3$  (p.es. 4Y-/5Y-TZP).

Queste caratteristiche estetiche piuttosto scarse rendono necessario o almeno auspicabile un ulteriore rivestimento estetico con prodotti idonei, come p.es. IPS e.max Ceram ed IPS e.max ZirPress. I materiali da rivestimento estetico però non presentano la stessa resistenza dell'ossido di zirconio, il che a sua volta porta a distacchi (chipping) in superficie. Differenze nel CET (Coefficiente di Espansione Termica) dell'ossido di zirconio e del materiale da rivestimento estetico, nonché insufficiente precisione di adattamento di struttura e rivestimento possono ulteriormente causare tensioni intrinseche che portano ad una frattura del restauro. [4]

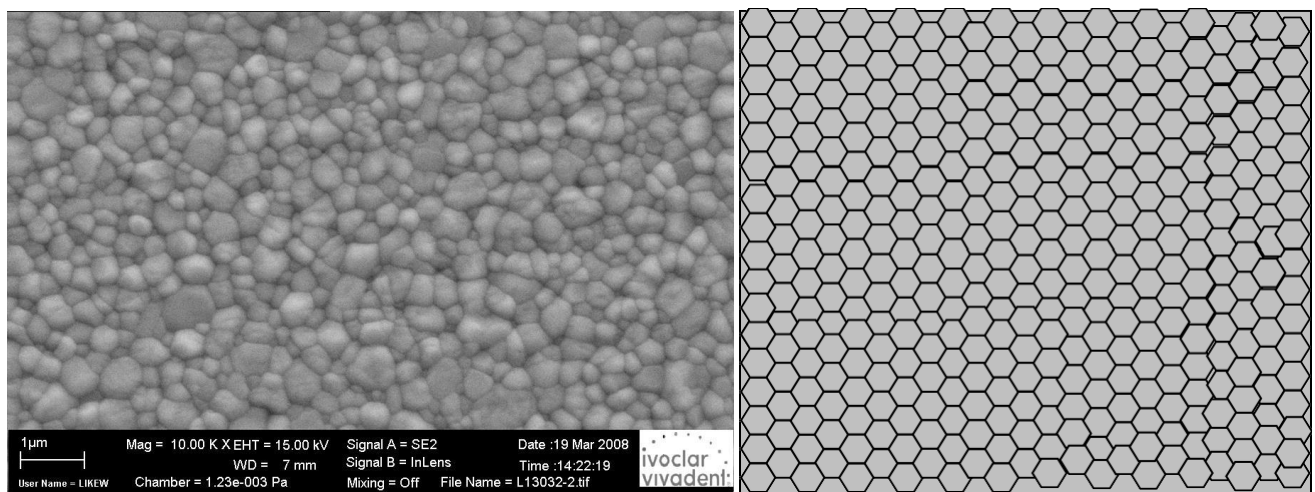


Figura 11: Immagine al microscopio del materiale 3Y-TZP e raffigurazione schematica dei granuli uniformi.

Alcune caratteristiche di 3Y-TZP sono state ottimizzate con lo sviluppo di nuove generazioni di 3Y-TZP. Da un lato è stata ridotta la quantità e le dimensioni dei granuli di  $Al_2O_3$ , il che ha portato ad un aumento della traslucenza, migliore resistenza e stabilità a lungo termine. [4] Dall'altro lato è stata ottimizzata la lavorazione delle materie prime portando a particelle di materia prima più idonee. I miglioramenti delle caratteristiche ottiche erano però insufficienti, rendendo ancora necessario l'uso dei materiali da rivestimento estetico con gli svantaggi che ne derivano.

### 3.3.2 4Y-TZP e 5Y-TZP

Per evitare svantaggi come l'elevata opacità ed il rischio di distacchi, si sono rese necessarie nuove generazioni di  $ZrO_2$ . Per i nuovi ossidi di zirconio dentali traslucenti è stato aumentato il contenuto di  $Y_2O_3$ . In tal modo si sono creati due materiali cristallini: 4Y-TZP (4 Mol%  $Y_2O_3$ ) e 5Y-PSZ (5 Mol%  $Y_2O_3$ ). Grazie all'aumento del contenuto di  $Y_2O_3$  la fase cubica si presenta accanto alla fase tetragonale metastabile. La quantità di fase cubica (vedi figura 12) aumenta dal 25 % ca. dei materiali 4Y-TZP fino al 50 % nei materiali 5Y-TZP.

<sup>3</sup> I materiali otticamente anisotropi possiedono il potere della doppia rifrazione della luce. In questi casi un raggio di luce, in seguito all'indice di rifrazione che dipende dall'orientamento dei cristalli, viene separato in due raggi con delle traiettorie leggermente diverse.

Quest'ultimi contengono fra l'altro la fase cubica come fase principale (oltre il 50 %), per cui il 5Y-TZP talvolta viene definito anche come ossido di zirconio parzialmente stabilizzato (5Y-PSZ = **p**artially **s**tabilized zirconia). In 4Y-TZP ed in 5Y-TZP i granuli sono più grandi che nel 3Y-TZP, il che determina meno limiti dei granuli, minore doppia rifrazione e diffusione della luce. Il materiale presenta pertanto una maggiore traslucenza rispetto al 3Y-TZP.

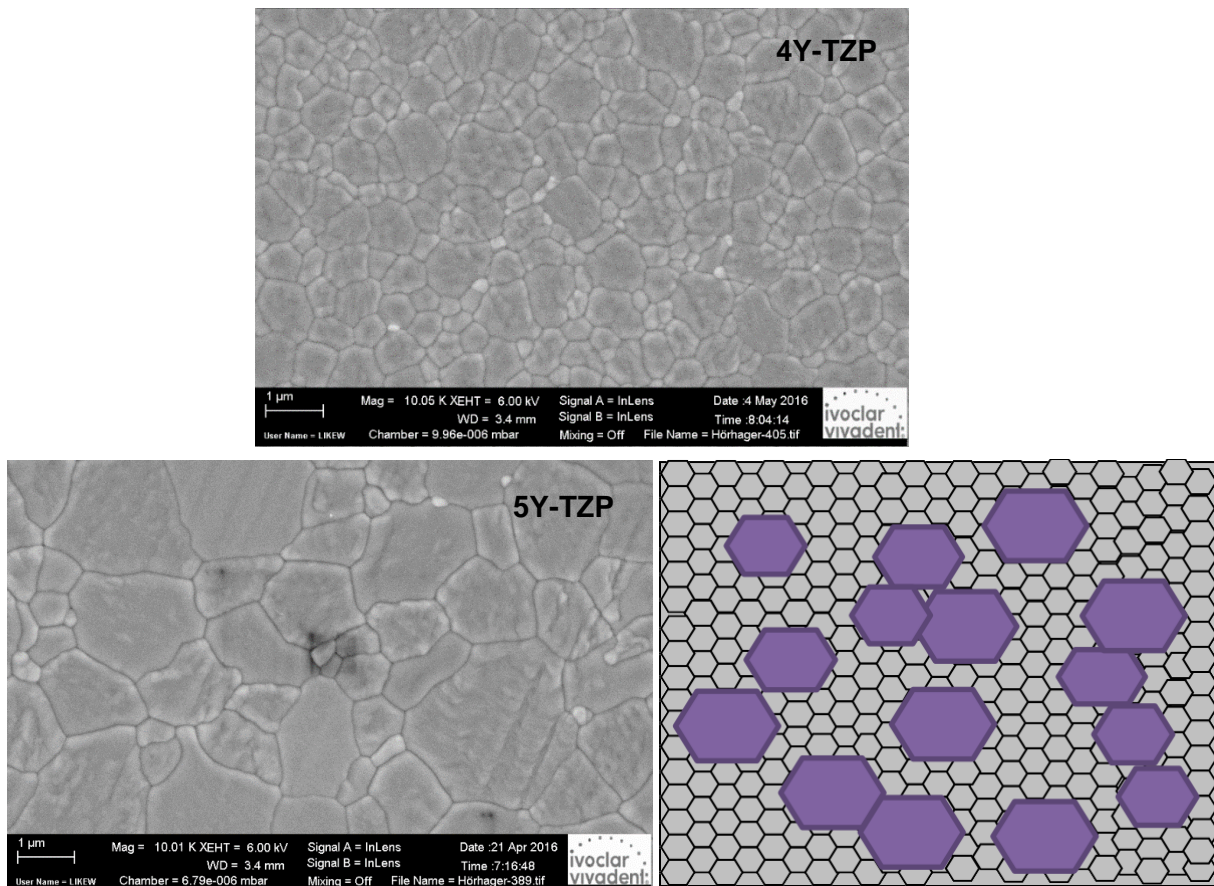


Figura 12: Immagine microscopia di un materiale 4Y-TZP (grafico superiore) e di un materiale 5Y-TZP nonché raffigurazione schematica (grafici sottostanti). La raffigurazione schematica mostra la composizione 50:50 della fase tetragonale (grigio) e della fase cubica (viola) del 5Y-TZP.

La tenacia alla frattura più bassa rispetto al 3Y-TZP è uno svantaggio di questi nuovi materiali  $ZrO_2$  traslucenti. Questi materiali traslucenti possiedono una quota minore di fase tetragonale (75 % per 4Y-TZP e ~50 % per 5Y-TZP), il che riduce la possibilità della trasformazione  $t \rightarrow m$  e pertanto di conseguenza avviene anche un minore rinforzo della trasformazione. Inoltre il CET si abbassa con l'aumentare del contenuto di  $Y_2O_3$ . I diversi valori CET dei diversi prodotti a base di ossido di zirconio, possono quindi condurre a problemi con i materiali da rivestimento estetico. I materiali da rivestimento estetico, per quanto riguarda le differenze di CET fra struttura e rivestimento estetico (considerare la distribuzione di tensione che ne deriva) non sono stati specificatamente sviluppati per il relativo tipo di ossido di zirconio e possono principalmente essere utilizzati soltanto per 3Y-TZP in maggiori spessori delle pareti.



Materiale	LiS <sub>2</sub>	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
Resistenza alla flessione biassiale [MPa]	500 ± 60	1000± 200 <sup>(*)</sup>	750± 100 <sup>(*)</sup>	600± 50 <sup>(*)</sup>
Tenacia alla rottura [MPa√m]	2.25 ± 0.25	5.00 ± 0.25	3.75 ± 0.25	2.40 ± 0.25
Espansione termica [μm/m*K]	10.15 ± 0.25	10.50 ± 0.25	10.40 ± 0.25	9.95 ± 0.25

Tabella 3: Le caratteristiche della vetroceramica al disilicato di litio (LiS<sub>2</sub>) e di 3Y/4Y e 5Y-TZP. <sup>(\*)</sup> Con la rifinitura/lucidatura dei campioni, i valori di resistenza possono essere aumentati del 40% grazie alla formazione di tensione da pressione nella superficie.

Le miscele di polveri possono condurre ad un aumento della tenacia alla frattura. In tal senso non si deve però dimenticare che la resistenza viene determinata dalla componente più debole della microstruttura, come p.es. pori o accumuli di grandi granuli.

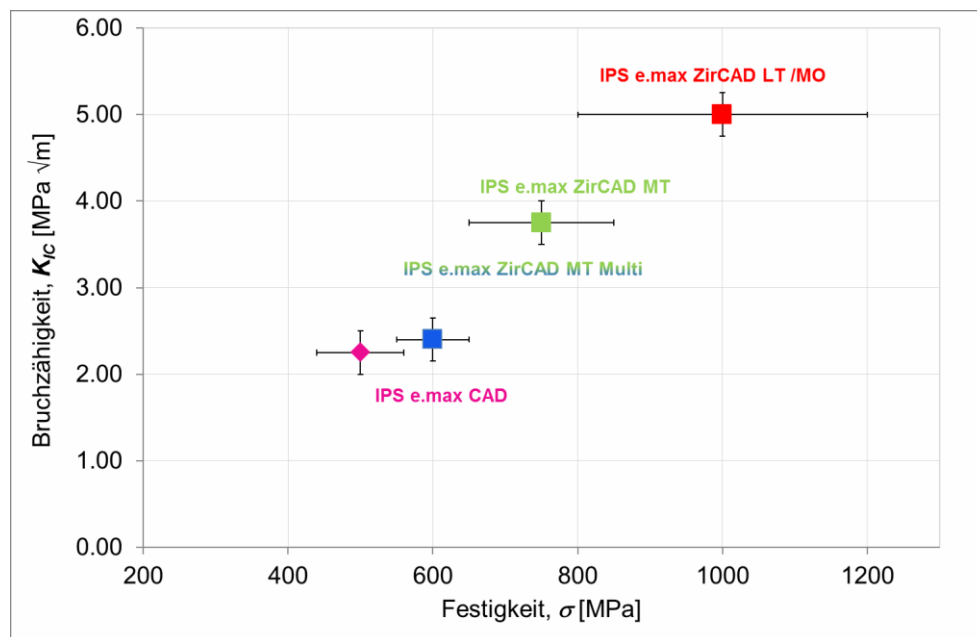


Figura 13: Confronto dei diversi tipi di ossido di zirconio (quadrati blu, verdi e rossi) ed IPS e.max CAD (quadrato rosa). L'influsso dell'aumentato contenuto di ossido di ittrio sulla tenacia alla rottura è evidente.

Attraverso questa riduzione della tenacia alla frattura e resistenza in prodotti altamente traslucenti, lo spettro di indicazioni si riduce a corone interamente anatomiche e ponti interamente anatomici di tre elementi con maggiori spessori delle pareti.

## 4 Dati tecnici

<b>Product / Produkt / Producto</b>  <b>IPS e.max ZirCAD</b>	<b>Product category / Produkt Kategorie / Categoría del producto</b> <b>Zirconium oxide for processing with CAD/CAM technology</b> Zirkoniumoxid für die CAD/CAM Technologie Óxido de circonio para la tecnología CAD/CAM
--	--

Characteristics <sup>4</sup> Eigenschaften Características	Hinweis(e)	Specification/ Spezifikation/Especificación		Unit Einheit Unidad
		MO, LT <sup>5</sup>	MT <sup>6</sup>	
<b>Flexural strength</b> Biegefestigkeit Resistencia a la flexión	7	≥ 900	≥ 700	MPa
<b>Linear thermal expansion (CTE)</b> Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) Coeficiente de expansion termal		10.0 ≤ CTE* ≤ 11.0 (*Spanne 25/100-500°C)	9.9 ≤ CTE* ≤ 10.9 (*Spanne 25/100-500°C)	10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
<b>Chemical solubility</b> Chemische Löslichkeit Solubilidad química		< 100	< 100	µg.cm <sup>-2</sup>
<b>Glass transition temperature (T<sub>g</sub>)</b> Glasübergangstemperatur Temperatura de transición vitrea		N/A		°C
<b>Radioactivity (<sup>238</sup>U)</b> Radioaktivität Radioactividad		≤ 1		Bq g <sup>-1</sup>

**The product meets the relevant performance criteria as defined in**

Das Produkt erfüllt die relevanten Leistungskriterien wie beschrieben in

*Se cumplen los criterios de desempeño que se han definido en la norma*

**EN ISO 6872:2015 - Dentistry – Ceramic materials (ISO 6872:2015)**

<sup>4</sup> Physical and Mechanical properties / physikalische und mechanische Eigenschaften / Propiedades físicas y mecánicas

<sup>5</sup> Klasse 5, Typ II gemäß EN ISO 6872:2015

<sup>6</sup> Klasse 4, Typ II gemäß EN ISO 6872:2015 einschliesslich MT Multi

<sup>7</sup> Biaxial

## 5 Ricerche in scienza dei materiali (*in-vitro*)

Sebbene i risultati delle ricerche *in-vitro* non possano essere trasferite direttamente all'utilizzo clinico del materiale, forniscono comunque importanti informazioni sul comportamento del prodotto in determinate condizioni di prova. I valori non devono essere rilevati in modo assoluto, bensì devono sempre essere interpretati in relazione alle disposizioni e condizioni del test.

### 5.1 Resistenza alla flessione

La norma ISO 6872:2015 prescrive un valore minimo di 500 oppure 800 MPa per la resistenza alla flessione, a seconda della classe della ceramica dentale.

Prodotto	LOT	Resistenza alla flessione [MPa] Tipo/Classe		
		Resistenza biassiale, pistone su tre sfere (secondo DIN EN ISO 6872:2015), come cotto		Secondo DIN EN ISO 6872:2015
<b>IPS e.max ZirCAD MT Multi (Zona dentinale) (4.25Y-TZP)</b>	W01746	<b>865</b>	SD 115	II / 4
<b>IPS e.max ZirCAD MT (4.25Y-TZP)</b>	VM9002	<b>881</b>	SD 135	II / 4
<b>IPS e.max ZirCAD LT (3Y-TZP, 0.05 % Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)</b>	V45910	<b>1224</b>	SD 144	II / 5
<b>IPS e.max ZirCAD MO (3Y-TZP-A, 0.25 % Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)</b>	S13271	<b>1201</b>	SD 72	II / 5
<b>BruxZir Anterior</b>	Z0815434	<b>721</b>	SD 132	II / 5 (*)
<b>NexxZr T</b>	HVXBD	<b>1013</b>	SD 174	II / 5 (*)
<b>NexxZr +</b>	TAAABE	<b>834</b>	SD 121	II / 5 (*)
<b>Zenostar MT</b>	U33257	<b>1093</b>	SD 56	II / 4 (*)
<b>Zenostar T</b>	V15659	<b>1184</b>	SD 248	II / 5 (*)

Tabella 4: Confronto dei valori di resistenza di diversi prodotti IPS e.max ZirCAD e materiali di altri produttori (SD: scostamento standard) (\*) Secondo le indicazioni del produttore, in parte senza anno. (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

I valori misurati sono raffigurati nella figura 14:

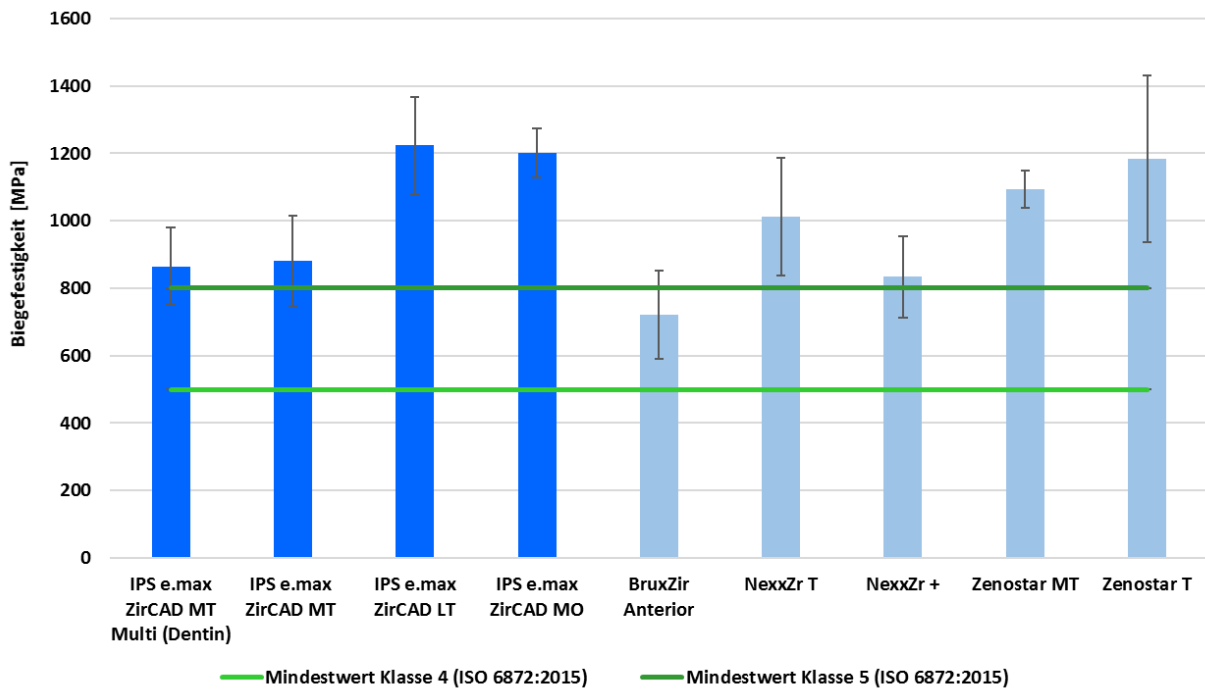


Figura 14: Confronto dei valori di resistenza alla flessione di diversi materiali IPS e.max ZirCAD e materiali di altri produttori. I valori minimi secondo ISO 6872:2015 sono rappresentati dalla linea verde.

- I valori di resistenza alla flessione biassiale dei diversi prodotti IPS e.max ZirCAD si trovano chiaramente oltre i valori minimi di 500 MPa (per Classe 4) oppure 800 MPa (per Classe 5), previsti dalla norma.

## 5.2 Tenacia alla rottura

Nella norma ISO 6872:2015 la tenacia alla frattura è soltanto un valore informativo. Pertanto non è stato definito alcun valore limite. Tuttavia la tenacia alla frattura è un parametro importante delle ceramiche dentali, perché da esso si possono trarre conclusioni in riguardo ad altre caratteristiche, come p.es. la resistenza.

Prodotto	LOT	Tenacia alla rottura [MPa $\sqrt{m}$ ]	
		<i>Durezza Vickers:</i>	
IPS e.max ZirCAD MT Multi (Dentin)	V52128	3.6	SD 0.2
IPS e.max ZirCAD MT	VM9002	3.6	SD 0.15
IPS e.max ZirCAD LT	V45910	5.1	SD 0.1
IPS e.max ZirCAD MO	P79043	5.1	SD 0.1
BruxZir Anterior	Z0815434	2.4	SD 0.1
Katana UTML	DMSYE	2.2	SD 0.05
Pritimulti Disc	5YZ-L65-080515- W-007-18-014	3.2	SD 0.1
NexxZr T	XXBAF	4.9	SD 0.05
NexxZr +	XXAAD	5.1	SD 0.1

Tabella 5: Confronto dei valori di tenacia alla frattura di diversi prodotti IPS e.max ZirCAD e materiali di altri produttori (SD: scostamento standard) (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

I valori misurati sono raffigurati nella figura 15:

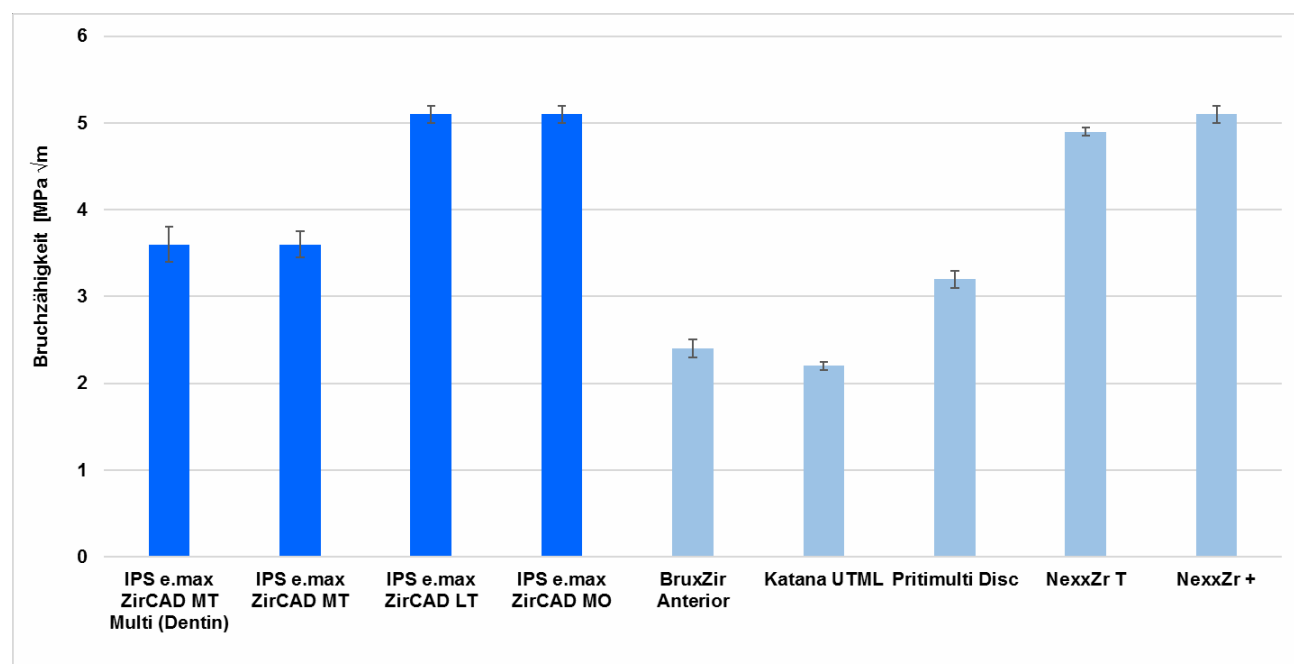


Figura 15: Confronto dei valori di tenacia alla frattura di diversi materiali IPS e.max ZirCAD e materiali di altri produttori.

### 5.3 Proprietà ottiche

L'obiettivo originario dello sviluppo di IPS e.max ZirCAD MT era l'impiego di materia prima pura 5Y-TZP altamente traslucente per poter offrire un materiale a base di ossido di zirconio per trattamenti interamente anatomici di elevata traslucenza. Durante lo sviluppo però sono stati evidenziati i limiti di una materia prima altamente traslucente. Con uno spessore della parete in zona cervicale di ca. 1.5 mm la traslucenza era così elevata da non rendere possibile il mascheramento di un moncone discromico ed inoltre si è constatata un'enorme perdita di luminosità nell'ambiente intraorale. Per questo motivo sono state testate delle miscele di 5Y-TZP e 3Y-TZP, per ottenere l'opacità ottimale per corone interamente anatomiche in ossido di zirconio, che con uno spessore delle pareti di 1.5 mm potessero essere utilizzate anche in trattamenti dei settori anteriori.

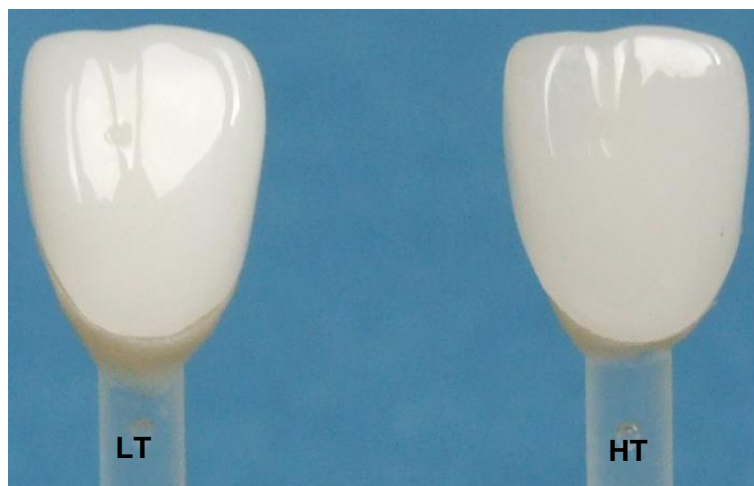


Figura 16: Comparazione di restauri nei settori anteriori in ossido di zirconio a bassa traslucenza (LT, lato sinistro) ed elevata traslucenza (HT, lato destro). Il materiale HT non copre sufficientemente il moncone ed ha un aspetto grigiastro. La traslucenza in zona cervicale della corona è troppo elevata.

L'immagine qui sopra evidenzia che l'opacità deve essere adattata per poter soddisfare le indicazioni cliniche. Da un lato un dente discromico o un abutment devono essere correttamente mascherati per non perdere troppa luminosità del restauro. Dall'altro l'opacità deve essere abbastanza bassa in modo tale che la zona occlusale/incisale presenti ancora un aspetto estetico, simile al dente naturale. Questo dipende dallo spessore delle pareti del restauro desiderato.

Poiché lo spessore delle pareti viene determinato dalle caratteristiche meccaniche, per i diversi prodotti deve essere realizzata la corretta gradazione di opacità. La figura 17 mostra la relazione fra opacità e spessore della parete. Tanto maggiore lo spessore, tanto maggiore l'opacità. Questa correlazione varia a seconda della materia prima utilizzata. Tanto minore lo spessore della parete, tanto più simili diventano i diversi materiali a base di ossido di zirconio per quanto riguarda la loro opacità.

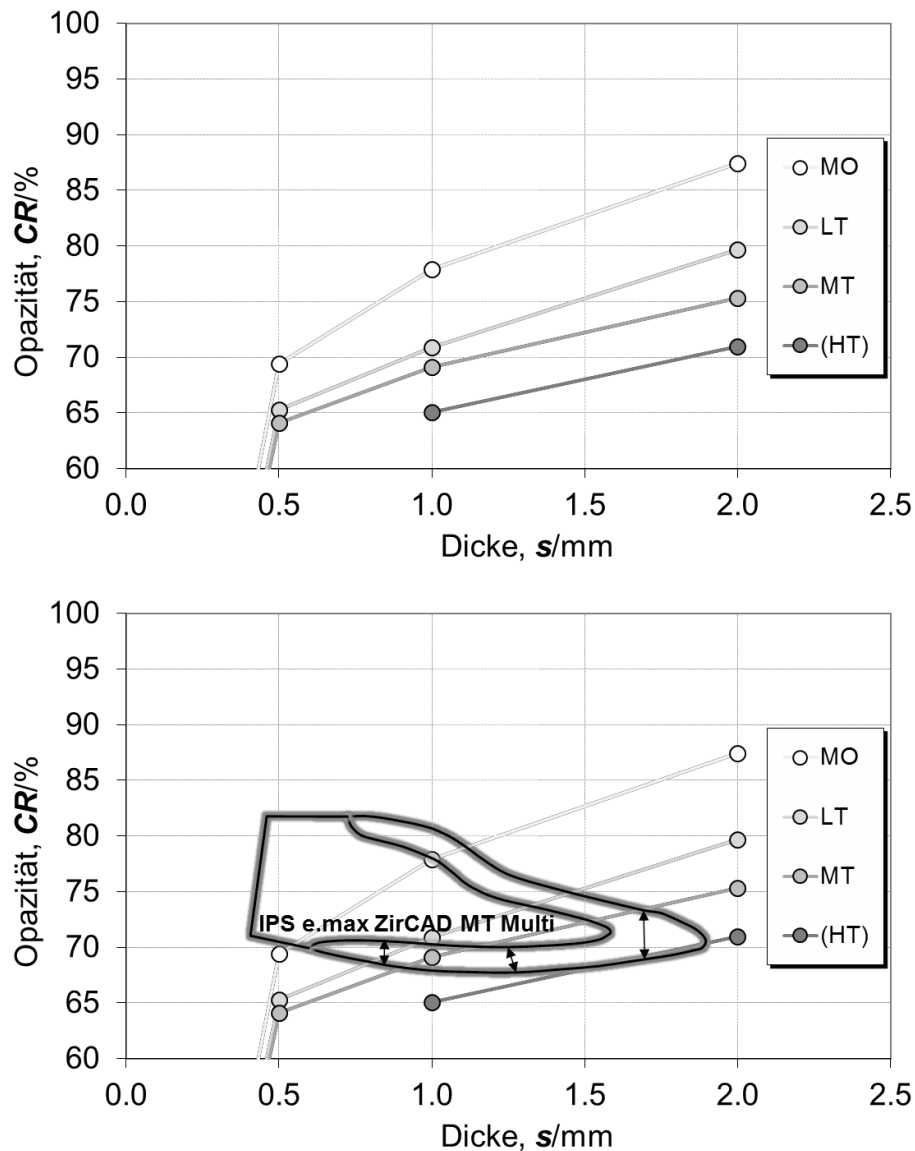


Figura 17: relazione fra opacità CR e spessore. Nel grafico in basso la sezione di una corona anteriore IPS e.max ZirCAD MT Multi mostra il concetto del gradiente di traslucenza. MO = Medium Opacity (opacità media), LT = Low Translucency (bassa traslucenza), MT = Medium Translucency (traslucenza media) ed HT = High Translucency (elevata traslucenza).

I risultati, che sono stati ottenuti con l'aiuto di restauri IPS e.max ZirCAD MT, hanno dimostrato che con uno spessore circolare/cervicale di 1 mm ed un'opacità del 68% ca. si ottengono restauri molto estetici in ambiente intraorale. Per questo motivo la materia prima MT viene impiegata per la zona cervicale di IPS e.max ZirCAD MT Multi (vedi diagramma in basso nella figura 17). In zona incisale, dove lo spessore naturalmente aumenta a 1.5 - 2 mm, si ottiene la stessa opacità con il materiale HT (5Y-TZP). Pertanto IPS e.max ZirCAD MT Multi ha un gradiente di composizione, iniziando da 4Y-TZP fino a 5Y-TZP, che comporta un aspetto naturale in ambiente intraorale. In particolare, la zona incisale si distingue per un naturale passaggio di luce, così che IPS e.max ZirCAD MT Multi è indicato per restauri nei settori anteriori anche senza tecnica di stratificazione e/o l'applicazione di ceramica da rivestimento estetico. IPS e.max ZirCAD LT (materiale LT) è utilizzabile per trattamenti interamente anatomici in ossido di zirconio con una buona estetica con spessori di 0.5 - 0.8 mm.

In caso di spessori delle pareti superiori a 0.9 mm i restauri in IPS e.max ZirCAD LT si presentano troppo opachi e troppo chiari. Per questo motivo, nell'utilizzo di IPS e.max ZirCAD LT, è consigliato un minimo rivestimento estetico in zona oclusale o incisale.

#### 5.4 Usura: Materiali monolitici - usura della ceramica e degli antagonisti

Tradizionalmente, i distacchi della ceramica da rivestimento estetico rappresentano la difficoltà maggiore in relazione a restauri a base di ossido di zirconio. Questo ha portato all'introduzione di tecniche, come la tecnica CAD-on, nella quale una struttura in IPS e.max ZirCAD- viene rivestita con IPS e.max CAD, nonché all'introduzione di trattamenti interamente anatomici in ossido di zirconio traslucente.

Negli ultimi anni è notevolmente aumentato l'utilizzo di ceramiche a base di ossido di zirconio ed anche la loro popolarità. Il successo clinico di corone a base di ossido di zirconio e di protesi fisse è stato dimostrato in diversi studi [14-18]. Anche l'utilizzo di trattamenti in ossido di zirconio CAD/CAM monolitico con una traslucenza più estetica è diventato più popolare [14].

Il fatto che l'ossido di zirconio è notevolmente più duro rispetto a molte altre ceramiche dentali, ha portato ad alcuni dubbi in riguardo all'effetto usurante sui denti antagonisti. Nella loro valutazione critica Stober et al. [14] sono giunti alla conclusione, che sebbene le corone monolitiche in ossido di zirconio causino maggiore usura dei denti naturali, l'usura è comunque inferiore rispetto alle altre ceramiche dentali. In un riassunto dei risultati di studi *in-vitro* hanno inoltre concordato che l'ossido di zirconio ben lucidato non porta ad un'eccessiva usura o danneggiamento dello smalto antagonista, bensì effettivamente causa meno usura dell'antagonista di altre ceramiche [19-24]. La lucidatura superficiale di restauri interamente anatomici (molitici) in ossido di zirconio viene quindi consigliata, perchè l'effetto sull'usura dei denti antagonisti naturali è vantaggioso [19; 25].

#### 5.5 IPS e.max ZirCAD e diverse tecniche di rivestimento estetico

I seguenti studi hanno riguardato la frattura, l'affaticamento del materiale, l'affidabilità e la resistenza al taglio dei restauri IPS e.max ZirCAD, che sono stati rivestiti esteticamente con diverse tecniche. Queste tecniche spaziano dal rivestimento estetico con IPS e.max Ceram fino alla sovrappressatura con IPS e.max ZirPress ed ai trattamenti con rivestimento estetico CAD-on con IPS e.max CAD.

##### 5.5.1 Effetti della tecnica di rivestimento estetico sulla resistenza all'affaticamento di corone in ceramica integrale a base di ossido di zirconio.

**P. Guess, P. Coelho, V. Thompson. College of Dentistry, New York University, USA [26]**

**Obiettivo:** Affidabilità clinica e diversi tipi di insuccesso di corone in Y-TZP, rivestite esteticamente con tecnica Press-on, tecnica di stratificazione manuale oppure con tecnica IPS e.max CAD-on. L'ipotesi zero era che fra le tecniche non ci siano differenze nell'affidabilità o nel tipo di insuccesso.

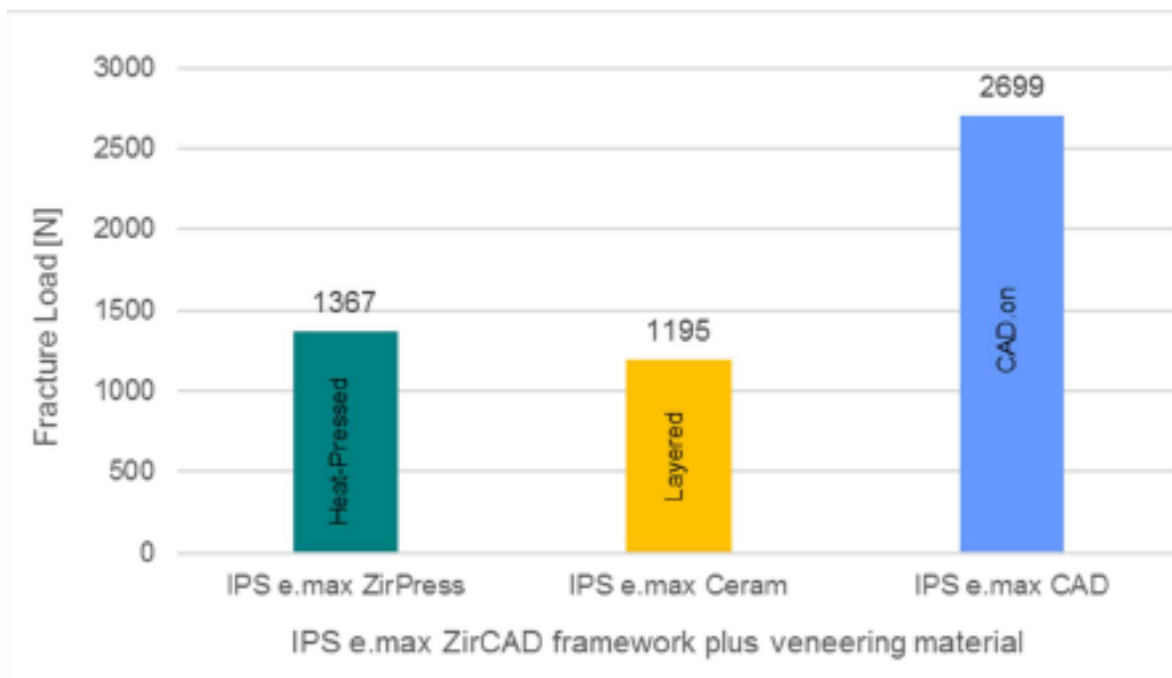
**Metodo:** 63 corone con una struttura in IPS e.max ZirCAD sono state realizzate secondo le tre tecniche di lavorazione. Per la **tecnica di sovrappressatura** è stato utilizzato IPS e.max ZirPress, IPS e.max Ceram per la **tecnica di stratificazione** ed IPS e.max CAD per la **tecnica IPS e.max CAD-on**. Ogni gruppo era composto da 21 campioni.

Tutte le corone sono state realizzate con un design standard di cappetta di un molare



inferiore (0.5 mm di spessore), di dimensioni identiche per la struttura IPS e.max ZirCAD e la ceramica di rivestimento estetico. Sulle superfici interne è stato applicato un Primer metallo/ossido di zirconio e tutte le corone sono state cementate con Multilink Automix su monconi in composito invecchiato (attraverso conservazione in acqua per almeno 60 giorni) (Tetric EvoCeram A2). Tre corone di ogni gruppo hanno fornito i dati per i carichi di rottura statistici. 18 corone hanno fornito i dati di affaticamento attraverso movimenti masticatori, rilevati con l'aiuto di un Indenter mobile in carburo di wolframio ( $r = 3.18$ ) 0.7 mm (lingualmente) fino alla cuspidale disto-vestibolare con carico in aumento fino all'insuccesso. I distacchi della ceramica da rivestimento estetico ed incrinature nell'area delle cuspidi, che arrivavano fino alla zona di passaggio fra rivestimento estetico e struttura sono stati classificati come insuccesso.

#### Risultati I: Carico di rottura statico (n = 3 per gruppo)



Le corone sovrappresse e stratificate manualmente hanno presentato nel rivestimento estetico limitate fratture, mentre le corone rivestite esteticamente con IPS e.max CAD presentavano una resistenza a carichi significativamente superiori ( $2699 \pm 243$  N) prima che si verificasse una frattura del rivestimento estetico e della ceramica da struttura (vedi figura 18).

Figura 18: Risultati del carico di rottura statico di strutture IPS e.max ZirCAD con diverse sovrastrutture di rivestimento estetico, realizzate nella tecnica di sovrappressatura, stratificazione o IPS e.max-CAD-on.

#### Risultati II: Test di carico masticatorio/affaticamento (n = 18 per gruppo)

49 % delle corone stratificate manualmente presentava la formazione di incrinature prima dell'insuccesso totale in forma di distacchi del rivestimento estetico. Nel gruppo dei restauri sovrappressati, prima dell'insuccesso non sono state osservate incrinature estese. Nessuno dei gruppi presentava incrinature nella struttura IPS e.max ZirCAD. Le corone IPS e.max CAD-on non presentavano fratture.

Tutte le corone IPS e.max CAD-on sono state considerate come sopravvissute, in quanto non ci sono stati insuccessi al carico limite scelto di 900 N e dopo il numero massimo di 170'000 cicli.

**Risultati III:** I dati di affidabilità (Tabella 6), calcolati a 50'000 cicli e 200 N di carico, indicano che il danno accumulato sul 2% dei rivestimenti estetici IPS e.max ZirPress, 5 % dei rivestimenti estetici IPS e.max Ceram e 0 % dei rivestimenti estetici IPS e.max CAD condurrebbe ad un insuccesso (in seguito a distacchi).

Materiale da rivestimento estetico	IPS e.max ZirPress	IPS e.max Ceram	IPS e.max CAD
Superiore 90 % CI	0.99	0.99	1.0
<b>Valore</b>	<b>0.98</b>	<b>0.95</b>	<b>1.0</b>
Inferiore 90 % CI	0.91	0.80	1.0
Sopravvivenza	0	0	18

Tabella 6: Confronto dell'affidabilità di diverse tecniche di rivestimento estetico

**Conclusioni:** Le sovrastrutture da rivestimento estetico in disilicato di litio realizzate al CAD/CAM ed applicate alle strutture in ossido di zirconio hanno portato a corone con una resistenza all'affaticamento molto elevata. Non hanno presentano alcuna predisposizione all'affaticamento del materiale ad un carico masticatorio di 900 N. Le corone realizzate con la tecnica CAD-on erano più affidabili e non hanno presentano alcun rischio di distacchi.

#### 5.5.2 *Influsso della tecnica di rivestimento estetico sull'adesione dei sistemi di ossido di zirconio.*

**T. Yilmaz, e F. A. Selcuk University, Konya, Turchia [27]**

**Obiettivo:** L'obiettivo di questo studio era la comparazione della resistenza al taglio di strutture in ossido di zirconio rivestite esteticamente con diverse tecniche.

**Metodi:** Sono stati fresati e sinterizzati 60 campioni in forma di disco in IPS e.max ZirCAD (15 x 11 x 3 mm). Per il rivestimento estetico, i campioni sono stati quindi suddivisi in tre gruppi (n=20): tecnica di sovrappressatura con IPS e.max ZirPress, tecnica di stratificazione in IPS e.max Ceram e tecnica CAD-on con IPS e.max CAD. Sui campioni del gruppo della tecnica di stratificazione e della tecnica di sovrappressatura è stato applicato il ZirLiner (Ivoclar Vivadent). I campioni sono stati sottoposti ad un test di resistenza al taglio in un'apparecchiatura di prova universale. Ad una velocità di avanzamento di 0.5 mm/min è stato effettuato il carico fino all'insuccesso. I valori di resistenza al taglio medi (MPa) sono stati analizzati con l'aiuto di un'analisi di varianza monofattoriale (ANOVA = analysis of variance) e con il test di Tukey (P<0.05). I campioni fratturati sono stati testati allo stereomicroscopio ad un ingrandimento 40x, per suddividere gli insuccessi nei tipi "coesivo", "misto" oppure "adesivo".

**Risultati:** I valori di forza di adesione erano di 12.23 ( $\pm$  3.04) MPa per il gruppo della tecnica di sovrappressatura, 14.27 ( $\pm$  4.45) MPa per il gruppo della tecnica di stratificazione e 31.89 ( $\pm$  5.83) MPa per il gruppo della tecnica CAD-on. I test ANOVA e Tukey hanno dimostrato, che il gruppo dei rivestimenti estetici CAD/CAM hanno presentato in tutti i gruppi testati (P=0.00) valori di forza di adesione significativamente superiori. Fra il gruppo della sovrastratificazione e della sovrappressatura non vi era una differenza significativa (P=0.347).

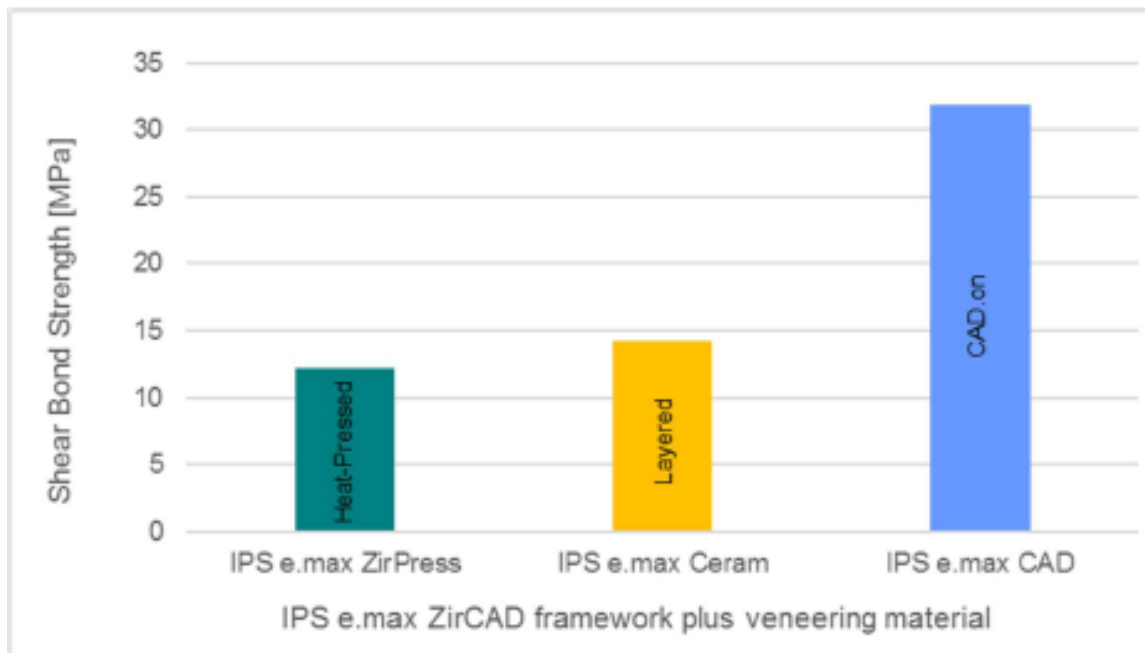


Figura 19: Resistenza al taglio di strutture IPS ZirCAD con diverse sovrastrutture di rivestimento estetico.

Il tipo di insuccesso "misto" è stato osservato più frequentemente in tutti i gruppi. Un insuccesso coesivo all'interno della ceramica è stato riscontrato nel gruppo della stratificazione ed in quello della sovrappressatura. Un insuccesso adesivo fra ossido di zirconio e la ceramica è stato riscontrato soltanto nel gruppo del rivestimento estetico CAD/CAM.

**Conclusioni:** La tecnica di rivestimento estetico CAD/CAM ha dimostrato il migliore legame verso la struttura in ossido di zirconio. Questa tecnica può evitare una delaminazione o distacco di trattamenti a base di ossido di zirconio.

## 5.6 Ossido di zirconio monolitico - spessore della parete e resistenza all'affaticamento

Come mostrano le ricerche di cui sopra, i trattamenti in ossido di zirconio, in seguito alla loro mancante traslucenza vengono tradizionalmente in qualche modo rivestiti esteticamente. Recentemente però sono giunti sul mercato ceramiche integrali a base di ossido di zirconio in colori traslucidi. L'ossido di zirconio monolitico offre una serie di vantaggi che spaziano dalla generale elevata resistenza fino alla minima tendenza a distacchi (chipping) ed alla minima necessità di spazio in zona occlusale.

Con corone molari monolitiche, è stato effettuato uno studio che simula l'invecchiamento in cavo orale. I restauri sono stati realizzati con dischi IPS e.max ZirCAD MT, per i quali è indicato uno spessore minimo della parete di 0.8 mm. Le corone di questo studio sono state realizzate con uno spessore uniforme ancora più ridotto e pari a 0.5 mm. Dopo la fresatura è stato rimosso il supporto ed ogni corona è stata sottoposta due volte alla glasura con IPS Ivocolor. Le corone in ossido di zirconio sono quindi state fissate adesivamente a degli abutment in PMMA con Multilink Automix. Gli abutment sono stati sabbati con 110  $\mu\text{m}$  e 2 bar, le superfici interne delle corone ad 1 bar (50  $\mu\text{m}$ ). Multilink Primer A e B sono stati applicati sul PMMA e Monobond Plus sulle superfici interne delle corone. Le corone cementate sono state conservate all'asciutto per almeno 24 ore a 37°C. Infine le corone sono state posizionate nel simulatore di masticazione con antagonista in acciaio e caricate per 200'000 cicli (0.9 Hz) a 150 N (n=4) e 170 N (n=4) controllando poi la presenza di incrinature

e fratture. Sono state esposte a termocicli fra 5°C e 55°C. Le corone sono state controllate 4 volte al giorno.

Studi clinici hanno dimostrato che le forze masticatorie nei denti naturali sono fra 100 e 150 N [28]. Le corone IPS e.max ZirCAD MT del presente studio hanno resistito ad un carico simile o superiore (150N / 170N), senza che siano state osservate fratture. Poiché lo studio è stato effettuato con corone, il cui spessore era ancora minore di quanto consigliato, questo studio rappresenta uno scenario "Worst-Case". Tutte le corone sono rimaste intatte.

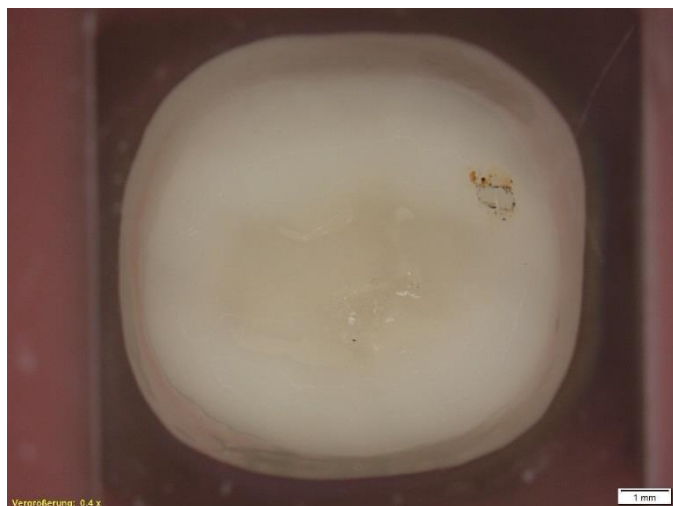


Figura 20: Corone molari IPS e.max ZirCAD MT dopo 200'000 cicli di carico dinamico a 170N.

Da questo si può concludere che le corone IPS e.max ZirCAD MT con uno spessore delle pareti di 0.8 mm presentano una resistenza all'affaticamento più che sufficiente.

## 6 Studi clinici con IPS e.max ZirCAD

### 6.1 Corone e ponti in IPS e.max ZirCAD rivestiti esteticamente con IPS e.max Ceram

#### Studio prospettivo con trattamenti a base di ossido di zirconio: Risultati clinici dopo 3 anni

**Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhof D, Güth J-F, Naumann M. [29]**

**Obiettivo:** Valutazione della performance clinica di corone e ponti in IPS e.max ZirCAD, rivestiti esteticamente con IPS e.max Ceram.

**Metodi:** 38 pazienti sono stati trattati con 68 restauri (18 ponti e 50 corone singole). Le strutture in ossido di zirconio sono state fresate con procedimento CAD/CAM e quindi rivestite esteticamente con IPS e.max Ceram secondo la tradizionale tecnica di stratificazione. Tutti i restauri sono stati cementati con un cemento vetroionomerico. Lo studio baseline è stato effettuato 2 settimane dopo la cementazione da parte di testatori equivalenti, i controlli successivi sono avvenuti dopo 12, 24 e 36 mesi. I test al microscopio elettronico a scansione sono stati effettuati su duplicati di tutti i restauri. È stata calcolata la quota di sopravvivenza secondo Kaplan-Meier.

**Risultati:** Il tempo medio di permanenza in cavo orale era di 35 ( $\pm$  14) mesi. Dopo 3 anni di impiego clinico sono stati rilevati 3 insuccessi biologici e cinque tecnici. Tutti gli insuccessi sono avvenuti nel gruppo dei ponti. Un ponte è stato rimosso dopo l'insuccesso biologico del dente pilastro. La probabilità di sopravvivenza secondo Kaplan-Meier era dell'88.2 % dopo 35 mesi per tutti i tipi di insuccesso e del 98.5 % per i restauri ancora rimasti in impiego. Nei parametri gengivali misurati non sono state rilevate differenze fra i denti restaurati ed il

gruppo di controllo.

**Conclusioni:** IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max Ceram sembra essere un'affidabile opzione di trattamento.

## **6.2 IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max CAD o IPS e.max Ceram**

**Restauri posteriori fissi di tre elementi in ceramica a base di ossido di zirconio, rivestiti esteticamente con ceramica stratificata o fresata (CAD-on): Studio clinico randomizzato, controllato - controlli successivi dopo un anno.**

**Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Università Zurigo, Svizzera.[30]**

**Obiettivo:** L'obiettivo di questo studio clinico controllato, randomizzato, multicentrico era il confronto di restauri dentali fissi in ceramica a base di ossido di zirconio. I restauri sono stati rivestiti esteticamente con ceramica al disilicato di litio CAD/CAM (CAD-on) oppure con una ceramica da rivestimento estetico stratificata manualmente e testati in riguardo alla loro quota di sopravvivenza ed ai risultati tecnici e biologici.

**Metodi:** Lo studio comprendeva 60 pazienti che necessitavano di un ponte posteriore di 3 elementi. Le strutture in ossido di zirconio (IPS e.max ZirCAD) sono state prodotte in un sistema CAD/CAM (CEREC inLab 3D, CEREC inEOS inLab/ Dentsply Sirona). 30 ponti posteriori sono quindi stati rivestiti esteticamente con una ceramica al disilicato di litio CAD/CAM (IPS e.max CAD HT) utilizzando la tecnica CAD-on (gruppo di test). Gli altri 30 ponti sono stati rivestiti esteticamente con una ceramica da stratificazione (IPS e.max Ceram) (gruppo di controllo). Per la valutazione clinica a baseline nonché dopo 6 e 12 mesi sono stati applicati i criteri dell'ente sanitario americano (United States Public Health Service (USPHS)). La valutazione biologica è avvenuta con il confronto dei valori di placca batterica (Plaque Control Records (PCR)), del sanguinamento al sondaggio della gengiva (BOP = bleeding on probing) e della misurazione della profondità delle tasche gengivali (PPD = probing pocket depth). I dati sono stati analizzati statisticamente.

**Risultati:** 56 pazienti sono stati testati controllati nuovamente in media dopo 13.9 mesi. Al momento del controllo successivo dopo un anno, la quota di sopravvivenza del gruppo di test e del gruppo di controllo era del 100 %. Non sono state riscontrate differenze significative nei risultati tecnici. Considerevoli distacchi si sono verificati nel gruppo di controllo (n=3) e principalmente minimi distacchi nel gruppo di test (minimi n=2, considerevoli n=1). Non si sono rilevati problemi o differenze di tipo biologico.

**Conclusioni:** Entrambe i tipi di ponti posteriori fissi in ossido di zirconio hanno dimostrato ottimi risultati clinici senza differenze fra i gruppi. I distacchi si sono verificati in piccola entità in entrambe i tipi di ponti posteriori fissi. L'entità dei distacchi era però differente. I ponti CAD-on hanno presentato principalmente distacchi minori, mentre nel gruppo di controllo sono stati osservati distacchi maggiori.

## **6.3 IPS e.max ZirCAD rivestito con IPS e.max ZirPress o IPS e.max Ceram**

**Uno studio clinico randomizzato, controllato con ponti fissi di 3 elementi sei settori posteriori realizzati in ossido di zirconio con ceramiche da rivestimento estetico stratificate o pressate: Risultati dopo 3 anni.**

**Naenni N, Bindl A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. Università Zurigo, Svizzera. [31]**

**Obiettivo:** L'obiettivo di questo studio era di verificare se i ponti posteriori fissi in ossido di zirconio con ceramiche da rivestimento estetico pressate presentano meno distacchi rispetto

ai ponti posteriori con ceramiche stratificate.

**Metodi:** Lo studio comprendeva 40 pazienti, che necessitavano di un ponte posteriore fisso di 3 elementi nei settori del secondo premolare o del molare del mascellare superiore o inferiore. Sono stati trattati con restauri in due diversi Centri dell'Università di Zurigo secondo lo stesso protocollo di studio. Le strutture sono state fresate da blocchetti in ossido di zirconio Y-TZP parzialmente sinterizzato (IPS e.max ZirCAD) con un sistema CAD/CAM (CEREC / Dentsply Sirona). I pazienti sono stati quindi attribuiti casualmente o al gruppo test (strutture in ossido di zirconio rivestito con ceramica da pressatura; IPS e.max ZirPress, n=20) oppure al gruppo di controllo (ceramica da rivestimento estetico stratificato; IPS e.max Ceram, n=20). Tutti i ponti posteriori fissi sono stati cementati adesivamente e controllati alla baseline (cioè al momento della cementazione), dopo 6 mesi e dopo 1 e 3 anni *in situ*. È stata rilevata la sopravvivenza dei restauri. Per la valutazione dei risultati tecnici sono stati applicati criteri modificati dell'ente sanitario americano (United States Public Health Service (USPHS)). I parametri biologici, testati secondo i denti pilastro ed altri denti analoghi non trattati, riguardavano la profondità delle tasche gengivali (PPD = probing pocket depth), dati di controllo della placca (Plaque Control Records =PCR), sanguinamento al sondaggio della gengiva (BOP = bleeding on probing) nonché la vitalità del dente (CO<sub>2</sub>). I dati sono stati analizzati descrittivamente, calcolando la probabilità di sopravvivenza secondo Kaplan-Maier.

**Risultati:** 36 pazienti con 18 ponti fissi test e 18 ponti fissi di controllo sono stati riesaminati dopo una media di 36 mesi. La quota di sopravvivenza era del 100 %, sia per il gruppo di test che per quello di controllo. Tendenzialmente, si sono verificati distacchi della ceramica da rivestimento estetico più frequentemente nel gruppo di test (n=8, 40 %) che nel gruppo di controllo (n=4, 20 %). Questo però non era significativo (p=0.3). Fra il gruppo di test e quello di controllo non sono state riscontrate altre differenze nei risultati tecnici o biologici.

**Conclusioni:** I ponti fissi posteriori in ossido di zirconio con rivestimento estetico in ceramica pressata o stratificata, dopo 3 anni presentavano risultati simili. Tuttavia sono stati riscontrati tendenzialmente più frequenti distacchi nel gruppo del rivestimento pressato.

#### **6.4 IPS e.max ZirCAD monolitico o rivestito esteticamente a confronto con IPS e.max CAD ed IPS Empress CAD**

**Quote delle fratture e durata stimata di restauri in ceramica integrale realizzati al CAD/CAM.**

**Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. [32]**

**Obiettivo:** Utilizzo della grande disponibilità di dati di un centro di fresaggi in Germania per la determinazione delle quote di frattura e di sopravvivenza di diversi trattamenti in ceramica integrale nei settori posteriori realizzati CAD/CAM.

**Metodi:** I dati relativi a frattura/sostituzione del restauro di 34'911 trattamenti (fresati, ultimati e lucidati nella stessa azienda secondo le stesse linee guida per ogni sistema di restauro) sono stati analizzati in una retrospettiva. Le fratture di ponti, corone, onlays ed inlays realizzati con diversi sistemi di ceramica integrale in un arco di tempo di 3.5 anni, sono stati deliberati per l'analisi. I seguenti sistemi da restauro erano presenti: Zenostar monolitico, CAD-on (IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max CAD), IPS e.max ZirCAD – rivestito convenzionalmente, IPS e.max CAD ed IPS Empress CAD. I sistemi Zenostar e CAD-on sono stati utilizzati per corone e ponti; IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente è stato utilizzato solo per ponti. I trattamenti IPS e.max CAD comprendevano corone, onlays ed inlays, mentre IPS Empress CAD è stata utilizzata per onlays ed inlays.

I dati sono stati resi anonimi in riguardo a pazienti e studi dentistici e sono stati filtrati soltanto

secondo il tipo di restauro. Sono stati inclusi soltanto elementi di protesi fissa (corone, onlay ed inlays) e restauri di più elementi (ponti di 3, 4, 5 elementi) su denti naturali nei settori posteriori (primo premolare fino al terzo molare nei settori superiori ed inferiori). Nel periodo di osservazione sono state registrate 491 fratture. La statistica di sopravvivenza e la stima della durata sono quindi state calcolate sulla base delle distribuzioni delle fratture.

**Risultati:** In totale sono stati analizzati 34'911 restauri, per i quali sono state registrate 491 (1.4 %) fratture.

**Confronto dei tipi di restauro:** Riassumendo, nel gruppo Zenostar monolitico non si sono verificate fratture. I ponti IPS e.max CAD-on ed i ponti in IPS e.max ZirCAD rivestiti esteticamente non presentavano significative differenze in riguardo alla quota di sopravvivenza. In questo studio le corone CAD-on hanno dimostrato una performance significativamente migliore rispetto alle corone monolitiche IPS e.max CAD. Per quanto riguarda gli onlays ed inlays, IPS e.max CAD presenta una quota di sopravvivenza significativamente superiore di IPS Empress CAD.

**Confronto dei tipi di materiali:** Le corone CAD-on non hanno presentato differenze significativamente migliori rispetto ai ponti CAD-on. La quota di sopravvivenza di inlays ed onlays IPS e.max CAD era migliore di quella delle corone IPS e.max CAD. IPS e.max CAD ha presentato una performance significativamente migliore in caso di inlays ed onlays che la ceramica a base di leucite IPS Empress CAD. Nei ponti IPS e.max ZirCAD rivestiti esteticamente non sono state osservate fratture e soltanto molto poche (n=3) nei trattamenti in Zenostar.

**Conclusioni:** Lo studio presenta determinati limiti, in quanto non considera pazienti che si sono eventualmente trasferiti e possono aver scelto altri odontoiatri con altri odontotecnici. Tuttavia è difficile reclutare un elevato numero di pazienti ed osservarli per un lungo arco di tempo, per cui questo studio rappresenta un metodo non convenzionale, ma utile per poter analizzare un grande volume di dati.

In totale la quota di fratture per tutti i materiali è stata molto bassa (1.4 %). In riguardo all'ossido di zirconio, per IPS e.max ZirCAD non è stata riportata alcuna frattura. Si può tuttavia presumere che si siano verificati distacchi, che però non hanno portato alla sostituzione del restauro e che quindi non sono stati comunicati al centro di fresaggio. I restauri in ossido di zirconio monolitico (Zenostar) hanno presentato una performance clinica ben promettente. Nei primi 8.5 mesi dopo la cementazione, non si è verificato alcun insuccesso del restauro. In totale tutti i sistemi di restauro considerati hanno presentato un'ottima performance clinica

## **6.5 IPS e.max ZirCAD rivestito esteticamente con IPS e.max CAD: risultati dopo 4 anni**

**Comportamento clinico di trattamenti CAD-on (struttura in ossido di zirconio con rivestimento estetico in disilicato di litio) dopo 4 anni**

**R. Watzke, S. Huth, L. Enggist, A. Peschke. Clinica R&S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein. [33]**

**Obiettivo:** Valutazione clinica di trattamenti in ceramica integrale al disilicato di litio uniti su una struttura in ossido di zirconio (IPS e.max CAD Veneering Solutions), dopo un periodo di osservazione di 4 anni.

**Metodo:** 25 trattamenti CAD-on (IPS e.max CAD HT su IPS e.max ZirCAD) sono stati realizzati tramite tecnologia CAD/CAM (CEREC V.3.80 / Dentsply Sirona) und ed in combinazione ad un innovativo processo di unione (Ivomix ed IPS e.max CAD

Crystall./Connect). I trattamenti comprendevano corone su denti naturali e su impianti (n=20) nonché ponti di 3 elementi (n=5). Tutti i restauri CAD-on sono stati cementati convenzionalmente e dopo un periodo di osservazione di 4 anni sono stati controllati clinicamente secondo i criteri di validazione FDI per la valutazione di restauri indiretti. [34] La valutazione comprendeva le caratteristiche estetiche (A), funzionali (B) e biologici (C).

**Risultati:** Dopo un tempo di osservazione clinico di 4 anni tutti i trattamenti CAD-on sono stati valutati da “eccellente” a “buono” secondo i criteri di estetica, funzione e caratteristiche biologiche. Non è stato possibile controllare una corona in seguito all’allentamento della ricostruzione su un dente trattato endodonticamente, cioè si è riscontrato un insuccesso. L’immagine mostra un ponte di 3 elementi alla baseline e dopo 4 anni.



Figura 21: Esempio clinico della tecnica CAD-on: ponte di 3 elementi (IPS e.max ZirCAD / IPS e.max CAD HT-rivestimento estetico) per i denti 35-37. Sinistra: Baseline, destra: dopo 4 anni.

**Conclusioni:** Questo studio clinico ha dimostrato, che i trattamenti CAD-on uniscono l’elevata resistenza alla naturale estetica. Non si sono riscontrati distacchi o fratture il che si contrappone direttamente alle quote relativamente elevate di distacchi, riportate in bibliografia in relazione alle strutture in ossido di zirconio rivestite convenzionalmente [35]. In seguito ad adattamenti occlusali avvenuti dopo la cementazione e dopo 4 anni di funzione, il 67% dei restauri ha presentato piccole aree con una lucentezza serica (valutazione “buono”). Queste superfici sono tuttavia state individuate soltanto ad un esame molto attento. Riassumendo si può affermare che i restauri in ceramica integrale CAD-on, cioè restauri in IPS e.max CAD, uniti su IPS e.max ZirCAD, sono perfettamente indicati come corone su denti e su impianti e ponti di 3 elementi. I dati rilevati dopo 12, 24 e 36 Monaten lo confermano.

## 6.6 Ponti inlay in IPS e.max ZirCAD, sovrappressati con IPS e.max ZirPress

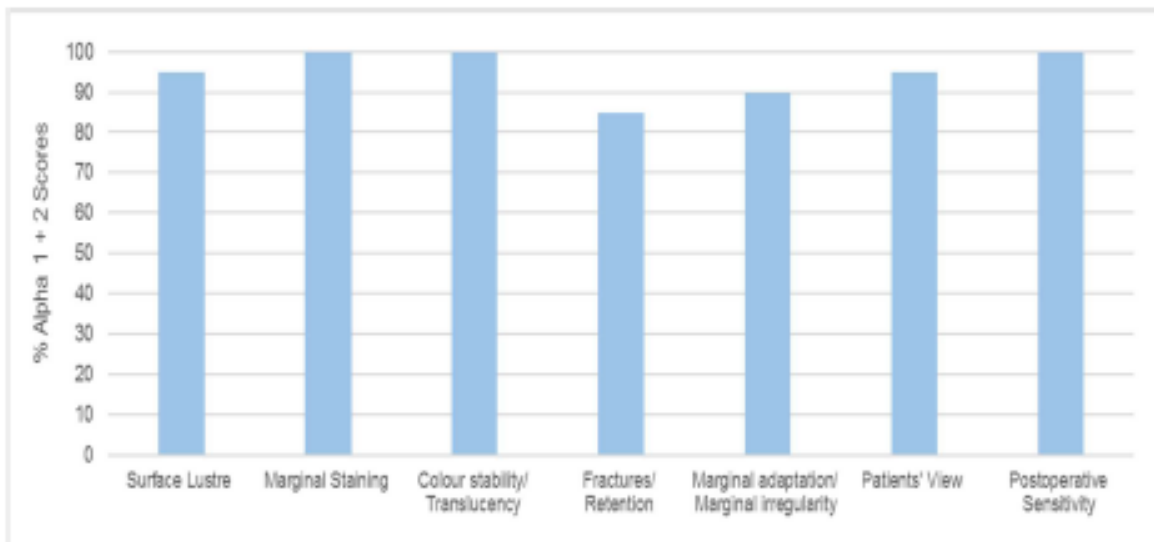
### Comportamento clinico di ponti inlay in ceramica integrale dopo 18 mesi.

**R. Watzke, J-F. Roulet. Clinica Dentale, Clinica R&S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.** [36]

**Obiettivo:** Valutazione del comportamento clinico di ponti inlay in ceramica integrale (inlay-retained bridges, IRB) dopo un periodo medio di osservazione di 18 mesi.

**Metodo:** 20 ponti inlay in ceramica integrale di 3 elementi (struttura IPS e.max ZirCAD sovrappressata con IPS e.max ZirPress) sono stati cementati adesivamente (tecnica Total-Etch) e valutati clinicamente dopo un periodo di osservazione medio di 18 mesi secondo i criteri FDI per trattamenti indiretti. [37]. I criteri comprendevano le caratteristiche estetiche, funzionali e biologiche. È stato inoltre effettuata anche una valutazione SQUACE (semi quantitative clinical evaluation = valutazione clinica semiquantitativa) di ogni restauro.





**Risultati:** Dopo un periodo di osservazione medio di 18 mesi tutti i ponti erano intatti.

Figura 22: Percentuale di valutazioni Alpha 1 e 2 per diverse caratteristiche di ponti inlay in ceramica integrale.

Il diagramma mostra la percentuale di restauri con una valutazione Alpha 1 (eccellente/molto buono) oppure 2 (buono/molto buono dopo adattamento) per diverse caratteristiche. Il 100 % dei restauri ha ottenuto una valutazione Alpha 1 o 2 per discromie dei bordi, stabilità cromatica e sensibilità postoperatoria. In un caso si è verificata una frattura del rivestimento estetico (incluso bordo). Il restauro è stato riparato ed il ponte inlay è tuttora in situ. Due trattamenti (10 %) hanno ottenuto una valutazione Beta (sufficiente, nessun effetto non accettabile) per l'adattamento marginale.

La valutazione SQUACE ha rivelato valori medi per la discromia dei margini di 1.75 % ( $\pm$  2.45) ed irregolarità dei bordi di 7.25 % ( $\pm$  7.52) della lunghezza globale dei ponti inlay.

**Conclusioni:** Dopo un impiego clinico medio di 18 mesi il 95 % dei ponti inlay in ceramica integrale presentavano un comportamento da eccellente a molto buono. I ponti inlay in IPS e.max ZirCAD/ZirPress sembrano rappresentare un'affidabile alternativa a conservazione della sostanza dentale per restauri di denti singoli nei settori posteriori.

## 7 Biocompatibilità

Per biocompatibilità (bios [greco] = vita) si intende "la capacità di un materiale di originare una corrispondente reazione biologica con un determinato utilizzo". La biocompatibilità è pertanto una correlazione fra paziente e materiale e la sua funzione. La valutazione di biocompatibilità di un materiale è complessa, poiché si tratta di un processo dinamico continuo. La valutazione della biocompatibilità richiede un procedimento dispendioso di ricerche *in vitro* ed *in vivo*. I test *in vitro* della biocompatibilità sono prove in un ambiente artificiale, per esempio in vaschette di culture di cellule. Invece nei test *in vivo* le prove vengono effettuate nell'organismo vivente, in forma di studi clinici [38].

I materiali ceramici sono estremamente resistenti ad acidi ed alla corrosione, e sono pertanto 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 avere influssi sulle componenti ceramiche. L'abrasione meccanica non ha alcun influsso sulla biocompatibilità, in quanto le particelle distaccate non permangono a lungo in cavo orale/nel corpo e con il distacco la composizione della ceramica non cambia. Reazioni chimiche ed il conseguente distacco di componenti potrebbero condurre a problemi. La composizione delle ceramiche dentali 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. La norma ISO 6872 descrive la *Determinazione della solubilità chimica*, per ottenere la prova della sicurezza dei materiali ceramici in riguardo alla loro solubilità [39].

La biocompatibilità di IPS e.max ZirCAD e delle soluzioni coloranti è stata valutata in base ad una serie di test e con l'aiuto di ricerche bibliografiche e di banche dati. I materiali sono stati testati in riguardo ad un potenziale effetto dannoso per le cellule (citotossicità), nonché in riguardo a potenziali effetti dannosi di tipo genetico (genotossicità). La stabilità chimica è stata confermata attraverso la misurazione della solubilità chimica e la radioattività è stata determinata in base ai requisiti della norma ISO 6872.

## 7.1 Solubilità chimica

In cavo orale i materiali dentali sono esposti ad un vasto campo di valori pH e di temperature. La stabilità chimica è pertanto un importante presupposto per tutti i materiali dentali. Secondo Anusavice [40] le ceramiche appartengono ai materiali dentali più stabili. Stabilità chimica secondo ISO 6872:

	<b>Solubilità chimica [µg/cm<sup>2</sup>]</b>	<b>Valore limite secondo norma [µg/cm<sup>2</sup>]</b>
IPS e.max ZirCAD MO 0 (Blocchetti)	1.0	< 100
IPS e.max ZirCAD MO 2 (Blocchetti)	8.0	
IPS e.max ZirCAD LT BL (Blocchetti)	10.0	
IPS e.max ZirCAD MT 0	4.6	
IPS e.max ZirCAD MT0 + A4 soluzione colorante	1.8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + B4 soluzione colorante	0.8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + C4 soluzione colorante	2.7	
IPS e.max ZirCAD MT0 + soluzione colorante orange	0.9	
IPS e.max ZirCAD MT A3 (disco)	1.0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Dentina) (disco)	6.0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (in totale) (disco)	18.0	

Tabella 7: Solubilità chimica do diversi prodotti IPS e.max ZirCAD (R&S Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

La solubilità chimica di tutti i prodotti IPS e.max ZirCAD non colorati, precolorati e infiltrati con soluzioni coloranti intense (A4, B4, C4 ed orange) si trova ampiamente al di sotto del valore limite fissato dalla norma (ISO 6872).

## 7.2 Citotossicità

Per citotossicità si intende l'effetto dannoso di una sostanza per le cellule. Il valore XTT viene utilizzato per determinare se la sostanza testata inibisce la proliferazione della cella o se ne causa addirittura la morte. Il valore XTT<sub>50</sub> risultante indica la concentrazione di una sostanza, che è sufficiente a dimezzare il numero di cellule.

La citotossicità dell'ossido di zirconio è stata testata da diversi autori. Josset *et al.* [41] hanno testato la biocompatibilità di due materiali per impianti, ossido di zirconio ed ossido di alluminio in culture di cellule osteoblasti. Per nessuno dei due materiali è stato trovato un potenziale tossico. Un risultato simile è stato riferito per la citotossicità in culture di cellule [41].

Ivoclar Vivadent ha inoltre dato incarico i test di citotossicità di materiali Y-TZP colorati (IPS e.max ZirCAD).

La citotossicità *in vitro* di IPS e.max ZirCAD MT 0 fortemente colorato + soluzione colorante A4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante B4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante C4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante orange ed IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violet è stata testata con l'aiuto di test XTT. Per questo test è stato scelto uno scenario "Worst-Case", nel quale si è provveduto ad intingere i campioni del test nelle soluzioni coloranti. Nessuno dei campioni ha presentato un potenziale citotossico [42-48].

Tramite il test XTT è stata testata anche la citotossicità *in vitro* del materiale fortemente colorato IPS e.max ZirCAD-MO4 ed IPS e.max ZirCAD MO2. Non è stato rilevato alcun potenziale citotossico nè per IPS e.max ZirCAD MO4 e neppure per MO2 [49; 50].

### 7.3 Genotossicità

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

Josset *et al.* [41] hanno condotto test di genotossicità su materiali per impianti in ossido di zirconio ed ossido di alluminio per valutare, se questi materiali possono danneggiare il DNA. A tale scopo sono state utilizzate culture di cellule osteoblasti. Per nessuno dei due materiali è stato trovato un potenziale genotossico. Un test di mutagenità microbica (test di AMES) non ha rilevato per entrambe i materiali alcun segno di un potenziale genotossico [41]. Un test di AMES effettuato [51] ha portato allo stesso risultato.

I test di AMES di estratti di prodotti a base di ossido di zirconio fortemente colorato sono stati effettuati dall'Istituto di Ricerca indipendente Envigo CRS GmbH di Rossdorf, Germania. Si può constatare che gli estratti dei prodotti testati, nei test di mutagenità e nelle condizioni sperimentali del test, non hanno indotto alcuna mutazione genetica da modifiche di coppie di basi o da mutazioni della fase nel genoma dei ceppi utilizzati. Pertanto IPS e.max ZirCAD MT 0 fortemente colorato + soluzione colorante A4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante B4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante C4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + soluzione colorante orange ed IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violet in questo assay di mutazione inversa *Salmonella typhimurium*- ed *Escherichia coli* può essere considerato non mutageno [52-58].

### 7.4 Radioattività

In relazione con la ceramica dentale vi sono di frequente critiche in riguardo ad una possibile radioattività. La fonte di queste remore è da ricondurre al fatto, che negli anni '70 venivano impiegate piccolissime quantità di sostanze fluorescenti radioattive in alcune metalloceramiche [59-61]. A tale scopo ci sono state anche misurazioni di un possibile esposizione a radiazioni attraverso la ceramica impiegata in cavo orale [62]. Dagli anni '80 sono disponibili sufficienti alternative per la produzione di fluorescenza nei materiali dentali, senza che debbano essere impiegati additivi radioattivi. Si può pertanto presumere, che tutti gli importanti produttori rinuncino ad additivi radioattivi già dagli anni '80. Tuttavia non è

possibile semplicemente escludere possibili fonti di radioattività. Le più piccole impurità di uranio o di torio nelle materie prime, che talvolta vengono impiegate al loro stato naturale, o nei pigmenti sono difficilmente eliminabili [59]. Pertanto nelle norme per le ceramiche dentali (EN ISO 6872, EN ISO 9693, ISO 13356) è stato fissato, che non sono consentiti additivi radioattivi e sono stati definiti i valori limite per la radioattività massima consentita.

Nel rapporto di ricerca di Rieger [51] per la bioceramica all'ossido di zirconio viene indicata un'attività per  $^{238}\text{U}$  di 0.003 Bq/g. I seguenti valori di radioattività sono stati misurati per diversi prodotti IPS e.max ZirCAD con l'aiuto della  $\gamma$ - Spettroscopia. I valori sono tutti notevolmente al di sotto del valore limite ammesso.

	$^{238}\text{U}$ [Bq/g]	$^{232}\text{Th}$ [Bq/g]	Riferimento
IPS e.max ZirCAD MO 4	< 0.03	< 0.03	[63]
IPS e.max ZirCAD LT A3	< 0.03	< 0.03	[64]
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Inzisal)	< 0.03	< 0.03	[65]
Valore limite secondo ISO 6872:2015	1.000		-

#### ► Conclusioni:

Sulla base dei dati acquisiti e dell'attuale stato delle conoscenze, si può affermare che IPS e.max ZirCAD, incluso le soluzioni coloranti, non presenta alcun potenziale tossico. È possibile escludere un rischio per la salute dei pazienti con un utilizzo di IPS e.max ZirCAD e dei relativi liquidi coloranti nel rispetto delle Istruzioni d'uso.

## 8 Bibliografia

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. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International* 2017;48:369-380.
5. Salmang-Scholze. *Keramik. Vol. 7., vollständig neubearbeitete und erweiterte Auflage.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg; Heidelberg 2007.
6. Holleman-Wiberg. *Lehrbuch der anorganischen Chemie.* 101 ed. Walter de Gruyter & Co.; Berlin 1995.
7. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry. Volume A 28 Wate to Zirconium and Zirconium Compounds.* Ullmann; 1996.
8. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices* 2016;13:945-963.
9. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-298.
10. Maziero Volpato CA, D'Altoé Garbelotto LG, Celso Fredel M, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. *Buchkapitel*  
17 aus: *Advances in Ceramics -Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment* (Edited by Prof Costas Sikalidis) 2011:397-421.
11. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704.
12. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
14. Stober T, Bermejo JL, Schwindling FS, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil* 2016;43:621-629.
15. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence International* 2011;42:173-187 (inkl. Literaturliste).
16. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-177.
17. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-1242.
18. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2014;27:33-43.
19. Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont* 2014;23:593-601.
20. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236-261.

21. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hammerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-112.
22. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2014;111:20-29.
23. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, Ahn J-S, Ryu J-J. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40:979-988.
24. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent* 2014;42:1586-1591.
25. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:49-58.
26. Guess PC, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Zavanelli R, Thompson VP. Veneering technique effect on fatigue reliability of zirconia-based all-ceramic crowns. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2010;89.
27. Yilmaz T, Selcuk FA. Effect of veneering techniques on bond strength of zirconia-based systems. 2014.
28. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-1524.
29. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International* 2010;41:631-637.
30. Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered and milled (CAD-on) veneering ceramics: 1-year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int* 2015:861-870.
31. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent* 2015.
32. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res* 2016;95:67-73.
33. Watzke R, Huth S, Enggist L, Peschke A. 4 years clinical behavior of CAD-on restorations. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2014;93.
34. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *Journal of Adhesive Dentistry* 2010;12:259-272.
35. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 2010;23:493-502.
36. Watzke R, Peschke A, Roulet J-F. Clinical behavior of all-ceramic inlay retained bridges after 18 months. *J Dent Res* 2010;89.
37. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical

- studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-147.
38. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;86:203-209.
  39. Pospiech P. Biokompatibilität keramischer Systeme. *Quintessenz Zahntechnik* 2005;31:1337-1343.
  40. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
  41. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.
  42. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716001. 2015. 8
  43. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716007. 2015. 8
  44. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716005. 2015. 8
  45. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716003. 2015. 8
  46. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734305. 2016. 8
  47. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734303. 2016. 8
  48. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734301. 2016. 8
  49. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT- test). RCC-CCR Report No. 1015500. 2006. 8
  50. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120101. 2007. 8
  51. Rieger W. Studies of Biocompatibility of ZrO<sub>2</sub> and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramics. Contribution, 6th Biomaterial Symposium, Göttingen 1994:1-35.
  52. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716009. 2015. 8
  53. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716015. 2015. 8
  54. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716013. 2015. 8
  55. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716011. 2015. 8
  56. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734313. 2016. 8
  57. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734315. 2016. 8
  58. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734317. 2016. 8
  59. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46:688-690.
  60. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. *British Dental Journal* 1974;136:101-106.
  61. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1976;31:860.

62. Sairenji E, Moriwaki K, Shimizu M, Noguchi K. Estimation of radiation dose from porcelain teeth containing uranium compound. J Dent Res 1980;59:1136-1140.
63. Küppers G. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with EAM591. Forschungszentrum Jülich. 2006. <sup>8</sup>
64. Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Probe 1298-1 PU ZirCAD LT. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10064. 2017.  
<sup>8</sup>
65. Laugs O. Activity measurement of the nuclides  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  in dental ceramic with Probe 1298-2 PU ZirCAD Schneide. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10065. 2017.<sup>8</sup>

---

<sup>8</sup> Rapporti da misurazioni su incarico della Ivoclar Vivadent AG, riferimenti non pubblicati.



Non ci assumiamo responsabilità per la precisione, attendibilità o affidabilità delle 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 & Sviluppo  
Servizio Scientifico  
Bendererstrasse 2  
FL – 9494 Schaan  
Liechtenstein

Contenuti: Dr. Anja Gebhardt / Joanna-C. Todd  
Edizione: Novembre 2017