

# **AGGIORNAMENTO SULLE** **CERAMICHE METAL-FREE**

A cura della commissione editoriale AIOP:

D.ssa Costanza Micarelli

Odt. Giuliano Vitale

Dr. Federico Boni

Dr. Gaetano Noè

Dr. Piero Venezia

## **INDICE:**

- Introduzione all'argomento e classificazione delle ceramiche
- Storia ed evoluzione della ceramica dentale
- Zirconia monolitica e stratificata
- Vetroceramiche: Leucite e Disilicato di Litio
- Tecnologie principali per la costruzione di ceramiche metal free
- Indicazioni cliniche e conclusioni

## INTRODUZIONE

Chi oggi affronta l'argomento "ceramiche integrali" si trova davanti ad una giungla di materiali, di sistemi e di tecniche, infatti la esasperazione delle richieste estetiche da un canto e le campagne mediatiche nei confronti dei materiali metallici e della loro potenziale tossicità dall'altro, hanno esponenzialmente aumentato l'uso clinico delle ceramiche integrali. Inoltre l'introduzione delle tecniche adesive, utilizzabili con alcuni materiali ceramici, sta progressivamente cambiando alcuni paradigmi tradizionalmente in uso nei trattamenti protesici, dando l'avvio ad una nuova branca restaurativa, caratterizzata dalla minima invasività e consentita dall'utilizzo mirato di materiali estetici e tecniche adesive.

Ogni clinico quindi si troverà prima o poi a dover sostenere, almeno dal punto di vista conoscitivo, il tema delle ceramiche metal free.

Le corone in ceramiche feldspatiche vennero introdotte ai primi del 1990, (Land), ma bisognerà aspettare fino al 1965 perché Mc Lean e Hughes concepiscano l'idea di rinforzare la ceramica con altri componenti (l'allumina); nonostante i progressi tecnici però i materiali continuavano a presentare limitazioni biomeccaniche dovute alla fragilità, alla bassa resistenza tensile, alla scarsa precisione marginale; da allora la ricerca ha incessantemente prodotto materiali che potessero coniugare in modo ottimale la massima estetica alla affidabilità meccanica, con risultati alterni, spesso brillanti nel breve periodo ma non garanti di una prognosi paragonabile alla metallo ceramica, che risulta essere ancora lo standard di riferimento per la valutazione della sopravvivenza dei manufatti protesici, in specie per le protesi parziali fisse nei settori lateroposteriori. (Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials* 2010;3:351–68. 2.)

I progressi tecnici e tecnologici degli ultimi anni hanno portato alla nascita di una vasta gamma di materiali, così come al progressivo abbandono di altri materiali e tecniche. I miglioramenti in fatto di estetica, biocompatibilità e resistenza hanno ampliato la gamma di indicazioni dei materiali ceramici privi di supporto metallico, rendendoli sempre più predicibili e popolari, ed in grado di sostituire le metallo ceramiche in quasi tutte le applicazioni cliniche. (Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389–404.)

Attualmente il mercato odontoiatrico presenta una grande e spesso disorientante varietà di scelte in tema di ceramiche senza metallo, alcune sovrapponibili tra loro quanto ad indicazioni, altre invece alternative in funzione delle indicazioni cliniche. Bisogna considerare che alcuni di questi

materiali sono particolarmente sensibili all'operatore e richiedono tempo e competenza per il loro migliore utilizzo, risulta quindi fondamentale che sia clinico che odontotecnico conoscano profondamente le caratteristiche fisico-chimiche dei principali materiali e le tecnologie di elezione per la realizzazione e l'applicazione clinica di ciascuno di essi, in modo da poterne individuare le indicazioni migliori a seconda del paziente, della zona da trattare e delle preferenze personali.

La presente revisione si propone di esaminare le notizie più attuali in tema di ceramiche integrali, individuando per ciascun materiale le indicazioni elettive, le tecniche costruttive e le procedure cliniche.

Verranno presi in esame i materiali attualmente di maggiore applicazione clinica, tralasciando quelli il cui utilizzo è ormai sorpassato da materiali più performanti.

## **CERAMICA DENTALE: STORIA ED EVOLUZIONE**

L'utilizzo delle ceramiche in odontoiatria ebbe inizio nell'antichità, evidenze di impiego di ceramiche su elementi dentari sono documentate nel periodo dei Maya e successivamente nelle civiltà azteche con reperti di intarsi su elementi opportunamente preparati, per scopi estetici ed ornamentali. Nel 1774 in Francia il farmacista Duchateau richiese la costruzione di protesi totali di porcellana su scala relativamente vasta al manifatturiere di stoviglie parigino de Chémant , impiegando dei materiali simili a quelli usati per la costruzione di stoviglie e di oggetti ornamentali, cioè delle classiche porcellane costituite principalmente da caolino, quarzo e feldspato potassico.

Si ritiene comunque che il primo studioso che abbia consigliato l'uso della porcellana per la costruzione di protesi sia stato il loro connazionale Pierre Fauchard, mentre il primo a costruire denti artificiali di porcellana fu, intorno al 1806-180, l'italiano Giuseppangelo Fonzi, che lavorava a Parigi.

L'uso delle protesi totali di porcellana cessò nella prima parte del diciannovesimo secolo grazie all'introduzione della vulcanite e in seguito delle resine acriliche, mentre numerosi altri dopo Fonzi proseguirono la produzione ed il miglioramento dei denti di porcellana.

Murphy in un trattato del 1833 descrisse la tecnica di costruzione di intarsi in porcellana su foglio di platino, e fino agli inizi del 1900 si susseguirono numerosi ricercatori che affinarono questa tecnica promuovendo lo sviluppo dei materiali ceramici in ambito odontoiatrico (Wildgoose GC et al., 2004).

Nel 1887 C.H. Land costruì la prima corona a giacca in porcellana impiegando una matrice di platino, mentre solo con l'avvento delle porcellane a media temperatura di cottura, introdotte da Brewster nel 1900, si poté cominciare a costruire con una maggiore sicurezza gli intarsi in porcellana. Con l'avvento del procedimento di fusione a cera persa l'impiego della porcellana gradualmente diminuì fino quasi a scomparire grazie all'introduzione delle protesi fissa in lega aurea ricoperte da resine sintetiche fin quando, dopo il 1960, l'introduzione della metallo-ceramica per la realizzazione di protesi parziali fisse e delle porcellane alluminose per la costruzione delle corone a giacca, segnò una riviviscenza dell'interesse e dello studio per i materiali ceramici in ambito protesico.

Da allora molti tentativi sono stati fatti per aumentare le resistenze dei materiali ceramici, aggiungendo riempitivi o cambiando la composizione del materiale, al punto che i cambiamenti nella composizione dalle prime "porcellane", che erano molto simili al materiale usato per il vasellame, a quelle attuali ha fatto sostenere che gli attuali materiali non possano essere più denominati come "porcellane", in quanto del tutto privi di caolino e quasi del tutto senza argilla, aggiunti invece di fondenti e componenti diversi (Prete G. 2005)

## I MATERIALI CERAMICI

I materiali ceramici sono materiali inorganici costituiti da elementi metallici e non metallici legati chimicamente tra loro (legami ionici e/o covalenti). I ceramici possono essere cristallini, non cristallini (amorfi) o parzialmente cristallini. La maggior parte dei materiali ceramici possiede alta durezza, resistenza ad alta temperatura ma tende ad essere fragile con basse tenacità (bassa resistenza alle sollecitazioni dinamiche) e duttilità (Tab.1); presentano inoltre una grande differenza tra la loro resistenza a trazione e a compressione: la resistenza a trazione è molto variabile ma in generale è molto più bassa di quella a compressione.

Resistenza alla tensione	Bassa
Resistenza alla compressione	Alta
Fragilità	Alta
Resistenza alla abrasione	Alta
Isolamento termico ed elettrico	Elevato
Opacità	Variabile, fino alla trasparenza
Degradazione chimica	Bassa

Biocompatibilità	Ottima
------------------	--------

Tab. 1: Proprietà principali dei materiali ceramici

La mancanza di plasticità nei materiali ceramici cristallini è dovuta ai loro forti legami chimici ionici e covalenti. Nei metalli la deformazione plastica avviene principalmente mediante il movimento di difetti di linea presenti nella struttura cristallina (dislocazioni) lungo particolari piani di scorrimento del cristallo. Nei cristalli covalenti e nei materiali ceramici legati covalentemente il legame tra gli atomi è specifico e direzionale: quando i cristalli covalenti vengono sollecitati fino ad un livello sufficiente mostrano una frattura fragile provocata dalla separazione dei legami tra le coppie di elettroni senza la loro successiva riformazione. I materiali ceramici di solito sono buoni isolanti elettrici e termici per l'assenza di elettroni di conduzione. Hanno in genere una temperatura di fusione relativamente alta ed una elevata stabilità chimica in molti ambienti aggressivi grazie alla stabilità dei loro forti legami. In generale i materiali ceramici possono essere divisi in due gruppi: materiali ceramici tradizionali, costituiti tipicamente da argilla, silice e feldspato, ed i materiali ceramici avanzati, tipicamente formati da composti puri o quasi puri formati da ossidi, carburi o nitrucci, alcuni dei più importanti sono l'ossido di alluminio (allumina,  $Al_2O_3$ ), carburo di silicio (SiC), il nitrucci di silicio ( $Si_3N_4$ ) e l'ossido di zirconio (zirconia,  $ZrO_2$ ) combinati con altri ossidi refrattari.

Molti sono i materiali ceramici che contengono silicati, strutture formate da atomi di silicio e di ossigeno legati assieme in modi differenti; anche l'argilla, il feldspato e la mica sono silicati: silicio e ossigeno infatti sono i due elementi più abbondanti sulla crosta terrestre. I silicati costituiscono importanti materiali da costruzione quali il vetro ed il cemento Portland. Quando tutti gli angoli del tetraedro di  $SiO_4^{4-}$  – condividono atomi di ossigeno si produce un reticolo  $SiO_2$  chiamato silice, un componente importante di molte ceramiche tradizionali e di molti differenti tipi di vetri. Vi sono tre strutture cristalline della silice: quarzo, tridimite e cristobalite.

I feldspati sono silicati naturali che rappresentano uno dei maggiori componenti delle ceramiche tradizionali.

Molti prodotti ceramici tradizionali sono fabbricati compattando polveri o particelle che vengono poi scaldate a temperatura sufficientemente elevata da legare insieme le particelle. Alcuni prodotti ceramici, quali la porcellana, contengono una fase vetrosa. Durante la cottura di questi ceramici si ha un processo di vetrificazione nel quale la fase vetrosa liquefa e riempie gli spazi porosi del materiale. Durante il raffreddamento la fase liquida solidifica formando una matrice vetrosa che lega le particelle non fuse tra loro (Smith WF, 1995).



I “fondenti” aiutano il processo di fusione abbassandone la temperatura ( $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{NaOH}$ ,  $\text{KOH}$ ,  $\text{K}_2\text{CO}_3$ ) gli “stabilizzanti” conferiscono alla componente vetrosa maggior stabilità e resistenza chimica e fisica ( $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{BaO}$ ,  $\text{PbO}$ ). Nelle porcellane dentali i feldspati hanno il ruolo di fondenti ovvero sono in grado di abbassare la temperatura di fusione e di formare una matrice vetrosa che contiene e lega quarzo e caolino nelle masse finali (Anastasia M e Calderari G, 2002).

## **VETROCERAMICHE**

Microscopicamente la ceramica può presentarsi con diverse configurazioni: le ceramiche non strutturate sono chiamate vetri, e possono essere pensate come un insieme casualmente organizzato di molecole di silice. I vetri sono network tridimensionali di atomi che non hanno una disposizione regolare nello spazio, quindi la loro struttura è amorfa. In generale le performance estetiche sono tanto maggiori quanto meno organizzata è la struttura del materiale, aumentando così la rifrazione ed il mimetismo rispetto alla struttura dentaria presente.

Il vetro nella ceramica dentale deriva principalmente da un gruppo di minerali detti feldspati, basati su silice (ossido di silicio) ed allumina (ossido di alluminio). La porcellana feldspatica appartiene alla famiglia dei vetri alumino-silicati. I vetri basati sui feldspati hanno intervalli di fusione piuttosto ampi, sono biocompatibili ed hanno un'ottima resa estetica.

I vetri hanno proprietà speciali che non si trovano in altri materiali. La combinazione di trasparenza e durezza a temperatura ambiente, insieme a una sufficiente resistenza meccanica ed una ottima resistenza alla corrosione nella maggior parte degli ambienti, rende i vetri indispensabili per molte applicazioni. Un vetro è un materiale ceramico, in quanto prodotto da materiali inorganici a elevate temperature. Tuttavia si distingue dagli altri materiali ceramici in quanto i suoi componenti vengono portati a fusione e successivamente raffreddati ad uno stato solido senza cristallizzazione. Un vetro può quindi essere definito come un liquido sottoraffreddato. La caratteristica del vetro è quindi quella di avere una struttura amorfa non cristallina. (Smith WF, 1995).

La resistenza delle ceramiche vetrose viene aumentata aggiungendo riempitivi che vengono uniformemente dispersi nella matrice vetrosa; la gran parte delle ceramiche per metallo contengono dal 15 al 25% di leucite come riempitivo. La leucite è un alluminosilicato di potassio con un largo coefficiente di espansione termica (CET), che viene aggiunta alla ceramica per rinforzarla ed

aumentarne la compatibilità con la sottostruttura, essendo tale compatibilità proprio basata sulla affinità del CET dei diversi materiali. Intronò ai cristalli di rinforzo durante il raffreddamento si sviluppano stress compressivi dovuti alle differenze di CET tra la matrice ed i cristalli, questi stress contribuiscono alla deflessione dei crack e aumentano la resistenza meccanica. (Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004;20(5):441–8.)

I diversi sistemi ceramici usano diversi riempitivi, le cui dimensioni, natura, quantità e coefficiente di espansione termica ne influenzano le proprietà ottiche e meccaniche.

Nel 1965 McLean e Hughes proposero una ceramica a base di vetro feldspatico rinforzato dall'aggiunta di particelle di ossido di alluminio, che avevano un' aumentata resistenza alla frattura e una maggiore resistenza allo stress. Queste corone erano costruite con un core di ceramica con il 40-50% di allumina ricoperta da uno strato esterno di porcellana traslucida. Il core di allumina ha una resistenza alla flessione di circa 131 MPa, il doppio della porcellana feldspatica, manca di traslucenza ed ha un fit marginale limitato dall'uso del foglio di platino e dalla contrazione da cottura.

L'introduzione di ceramiche prive di contrazione (es. Cerestore), negli anni 80, portò un miglioramento nelle tecniche di lavorazione. L'assenza di contrazione è dovuta alla conversione di una matrice di ossido di alluminio e magnesio a formare cristalli di magnesio alluminato. Questo tipo di ceramiche ha un costo elevato, per ottenere comunque una resistenza non adeguata ed un fit ancora non ottimale.

Un'altra vetroceramica rinforzata è quella che contiene alte percentuali di leucite, fino al 48% in volume. Risulta più traslucida dell'allumina e anche dell'allumina infiltrata con vetro, ed è più resistente, pur avendo una potenziale imprecisione marginale.

Un altro gruppo di materiali introdotti negli anni 80/90 per realizzare restauri privi di metallo con buona resistenza ed estetica ottimale è quello delle ceramiche per fusione, usate per realizzare restauri con tecnica a cera persa; tra queste annoveriamo il Dicor, i sistemi pressabili (IPS-Empress, Empress II, OPC etc...)

La tabella 1 esemplifica alcune moderne vetroceramiche impiegate in odontoiatria descritte in base alla principale fase cristallina (Holand W et al., 2006).

L'applicazione del computer alla lavorazione della ceramica cominciò nei tardi anni 80 e attraverso gli anni 90 portò all'introduzione delle ceramiche ad alta resistenza, 100% policristalline, ceramiche da "sottostruttura" o "core".

Allo stato attuale le ceramiche a maggiore resistenza sono generalmente ceramiche cristalline, laddove quelle ad alto valore estetico sono principalmente vetrose.

<b>Principale fase cristallina</b>	<b>Lavorazione e applicazioni</b>	<b>Nome commerciale</b>
Mica	CAD/CAM, corone, inlay	DICOR® MGC (Corning Inc./Dentsply Int.)
Leucite	Pressofusione, corone, intarsi, faccette	IPS EMPRESS® (Ivoclar Vivadent AG)
Leucite	CAD/CAM, corone, intarsi, faccette	ProCAD® (Ivoclar Vivadent AG)
Leucite e fluoroapatite	Sinterizzazione su sottostruttura in lega metallica, corone e ponti	IPSdSIGN® (Ivoclar Vivadent AG)
Litio zirconio silicato	Pressofusione su perni, abutments (pernimoncone)	IPS EMPRESS® Cosmo (Ivoclar Vivadent AG)
Disilicato di litio	Pressofusione, corone e ponti	IPS EMPRESS® 2 (Ivoclar Vivadent AG)
Fluoroapatite	Sinterizzazione su vetroceramica disilicato di litio	IPS Eris® (Ivoclar Vivadent AG)
Metasilicato/disilicato di litio	CAD/CAM intarsi, faccette, corone, ponti	IPS e.max® CAD (Ivoclar Vivadent AG)
Fluoroapatite	Sinterizzazione su IPS e.max® CAD	IPS e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent AG)
Fluoroapatite	Sinterizzazione su sottostruttura in zirconia	IPS e.max® ZirPress (Ivoclar Vivadent AG)

Tab 2: Vetroceramiche per ricostruzioni in odontoiatria protesica (Holand W et al, 2006)



# CLASSIFICAZIONE GENERALE DELLE CERAMICHE

Nella ricerca di un materiale meccanicamente ed esteticamente valido si sono perseguite due strategie principali: modifiche della composizione delle ceramiche esistenti, e introduzione di nuovi metodi di costruzione. Ne sono risultati una grande varietà di materiali, che possono essere classificati con diversi criteri, fondamentalmente in base a:

- (1) Indicazioni d'uso
- (2) Composizione.
- (3) Metodi di lavorazione.
- (4) Temperatura di fusione
- (5) Microstruttura
- (6) Trasparenza
- (7) Resistenza alla frattura.
- (8) Abrasività

Una classificazione può essere inoltre delineata a seconda del contenuto o meno di silicio e di ossidi; il contenuto di silicio determina la mordenzabilità della ceramica, è quindi una caratteristica di particolare importanza:

- **Ceramiche a base di Silice (SiO<sub>2</sub>)**
  - Vetri, essenzialmente costituiti da SiO<sub>2</sub> amorfo
  - Ceramiche feldspatiche, contengono feldspati (combinazione silice, ossidi di allumina, potassio e calcio)
  - Leucite (KAlSi<sub>2</sub>O<sub>6</sub>)
  - Vetro ceramiche, nelle quali strutture cristalline sono incluse nella silice amorfa
- **Ceramiche prive di silice**
  - Allumina (Ossido di alluminio Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)
  - Zirconia (diossido di zirconio, ZrO<sub>2</sub>)
  - Spinel (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>)
- **Ceramiche prive di ossidi**
  - carburo di silicio, di tungsteno, grafite, diamante

Kelly nel 2004 (Kelly R. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am 2004; 48:513-530) ha proposto la classificazione seguente, basata sulle caratteristiche strutturali:

- **Materiali principalmente vetrosi**, costituiti da feldspati e parti variabili di leucite. Sono i materiali a maggior resa estetica, considerati indicati per piccole ricostruzioni.
- **Vetri riempiti di altre particelle**: leucite (ad alte percentuali, fino al 55%), ossido di zirconio, ossido di alluminio, disilicato di litio. Oltre a cambiare il comportamento termico-meccanico della ceramica, i diversi riempitivi modificano la reazione del materiale ai trattamenti di superficie, p.es. la mordenzatura.

Le vetro-ceramiche sono una sottocategoria dei vetri riempiti, infatti sono realizzate facendo precipitare all'interno dell'oggetto in materiale vetroso già formato, attraverso un trattamento termico, cristalli derivati chimicamente dal vetro stesso. Essendo il riempitivo derivato chimicamente dal vetro stesso è logico che la struttura del vetro ne verrà modificata; il processo viene detto "ceramming".

- **Ceramiche policristalline**: non possiedono componente vetrosa, gli atomi sono addensati in strutture regolari molto più resistenti. Tendono ad essere più opache delle ceramiche vetrose, sono costituite da ossido di alluminio o ossido di zirconio.

Le tavole 2 e 3 forniscono alcuni esempi commerciali dei diversi tipi di ceramiche.

MATRIX	FILLER	PROCESS	TRADE NAME
<b>Esthetic Ceramics</b> High Glass Content (Particle-Filled Glass)	High-Melting Glasses, Nepheline, Albite (about 40%)	CEREC 3	Vitablocs Mark II
		CEREC 3	IPS Empress CAD
			Pressed
Aluminosilicate Glass (Feldspathic or Synthetic)	Leucite (40%-50%)	Powder	Cerinate Fortress
		<b>Structural Ceramics</b> Low Glass Content (Particle-Filled Glass)	Lithium Disilicate (70%)
Special Silicate Glasses (High Lithium or Lanthanum)	Alumina, Spinel, Alumina/Zirconia (70%)	Pressed	
		inLab or Dental Laboratory	In-Ceram Alumina In-Ceram Spinel In-Ceram Zirconia
No Glass Content (Polycrystalline)	<b>DOPANT</b> Magnesium (3%) (Control Grain Growth)	inLab	Vita AL Cubes
		CAD/CAM	Procera
Alumina	Yttrium, Cerium, Aluminum (3%-5%) (Transformation Toughening)	inLab	Vita YZ Cubes
		CAD/CAM	IPS e.max ZirCAD Lava Zirconia, Cercon Zirconia, Procera
Zirconia			

Tavola 3: Esempi commerciali di ceramiche per uso clinico

Un altro criterio di classificazione può essere di tipo operativo, ovvero relativo alle tecniche costruttive, e verrà trattato in un seguente paragrafo.

- **Condensazione e sinterizzazione**
- **Stampaggio a pressione e sinterizzazione**
- **Fusione a cera persa**
- **Fusione, sinterizzazione ed infiltrazione**
- **Fresaggio computerizzato**

Attualmente i materiali maggiormente utilizzati, perché coniuganti estetica e resistenza, sono la zirconia ed il disilicato di litio, mentre leucite ed allumina sono in progressivo disuso ma ancora utilizzati.

Tutti questi materiali possono essere usati con tecniche monolitiche o per stratificazione. I risultati estetici migliori si ottengono con la stratificazione della ceramica sopra un core ad alta resistenza, anche se, in particolare per la zirconia, la ceramica stratificata può dar luogo a fratture sia nel corpo stesso della ceramica (delaminazioni e chipping) che al confine tra ceramica di rivestimento e struttura di supporto. Diversi gruppi di ricercatori sono attualmente impegnati a meglio comprendere i potenziali problemi derivati dalle interazioni termiche tra i materiali da supporto e da rivestimento estetico, dal disegno delle sottostrutture, dalle tecniche di lavorazione e rifinitura, in modo da poter ulteriormente migliorare la prognosi delle ceramiche integrali.

## **I SUPPORTI NON METALLICI DELLE CORONE PROTESICHE**

### **Nucleo (“core”) in vetroceramica (presso-fusione)**

Come già descritto anche la tecnica di realizzazione dei manufatti interamente in vetroceramica sfrutta la metodica della fusione a cera persa. Il composto originale rappresentato da blocchetti o cialde di vetroceramica prodotti industrialmente viene ridotto allo stato plastico mediante riscaldamento (temperature prossime a 1000°C) e successivamente iniettato sotto pressione (20 bar) nel rivestimento che prima accoglieva il modellato in cera del manufatto (da qui la definizione di “pressofusione”). Grazie a questo trattamento che garantisce un addensamento dei cristalli di rinforzo, si assicura la totale assenza di porosità o disomogeneità interne del manufatto. Il primo sistema commercializzato è stato Dicor (Dentsply) negli anni '80 costituito da una formazione cristallina di fluoro mica tetra silicica, ossidi di Si, K, Mg, Al e Zr con l'aggiunta di alcuni fluoruri



(MgF<sub>2</sub>) per simulare la fluorescenza dei denti naturali (Malament KA e Soscransky SS, 1999). Parallelamente veniva introdotto Cerestore (Johnson & Johnson), una ceramica spinello (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) a base di allumina e ossido di magnesio molto opaca che veniva iniettata allo stato plastico direttamente sul modello maestro. Le ceramiche spinello sono un esempio di ceramiche prive del silicio usate in odontoiatria. Con entrambi i sistemi si potevano costruire manufatti completi da colorare superficialmente o nuclei da stratificare e caratterizzare successivamente.

Tuttavia tali materiali presentavano bassi valori di resistenza meccanica e per migliorare tale resistenza si introdussero quelli che oggi sono i materiali più rappresentativi tra le vetroceramiche pressabili: IPS Empress (Ivoclar), Optimal Pressable Ceramic (Jeneric/Pentron), Optec e Finesse (Dentsply/Ceramco), vetri feldspatici rinforzati con cristalli di leucite. Se per le ceramiche feldspatiche tradizionali sono riportati valori di resistenza a flessione prossimi a 80 MPa, per le ceramiche feldspatiche rinforzate con leucite si riportano in tutti gli studi valori significativamente più elevati fino a 130 MPa, ad esempio, per 17Empress; ciò viene attribuito ad un incremento e ad una distribuzione più uniforme della fase cristallina di leucite nelle ceramiche pressabili (resistenza a flessione di Finesse 79,16 MPa, Finesse pressata 93,98 MPa, OPC 98,76 MPa) (Drummond JL et al, 2000).

La resistenza meccanica ottenibile non è comunque considerata ottimale ed il loro utilizzo è confinato ai settori anteriori. Per estendere l'uso delle vetroceramiche integrali anche ai settori posteriori e per riuscire a realizzare piccoli ponti è stata introdotta una vetroceramica la cui fase cristallina è costituita da un disilicato di Litio che rappresenta circa il 70% del volume come ad esempio nell'IPS-Empress II; questi materiali hanno valori di resistenza meccanica circa doppi rispetto alla leucite (da 340 a 400 MPa) ed una maggior trasparenza (Guazzato M. et al, 2003). Esistono inoltre vetroceramiche che contengono una fase cristallina a base di idrossiapatite, lo stesso costituente di cui è fatto lo smalto naturale; esse rappresentano i materiali più vicini allo smalto che siano stati finora realizzati. La superficie delle vetroceramiche ottenute mediante pressofusione deve essere caratterizzata cromaticamente tramite colorazione superficiale.

### **Nucleo in allumina (sinterizzazione/infiltrazione, CAD-CAM).**

Come già detto, storicamente le prime vetroceramiche rinforzate con allumina furono inventate da Mc Lean e Hughes negli anni sessanta; il contenuto di allumina era di circa il 40-50%, si definivano "porcellane alluminose" e furono formulate originariamente per migliorare la resistenza delle corone a giacca. La loro resistenza era proporzionale alla concentrazione delle particelle di allumina che non poteva tuttavia essere superiore al 50% perché non permetteva alla fase vetrosa di bagnare completamente le superfici delle particelle di allumina permettendo la formazione di una massa

compatta a cottura terminata (Anastasia M e Calderari G, 2002). Negli anni ottanta i “glass-infiltrated high strength ceramic cores” aumentarono il loro contenuto di allumina fino all’85% rinforzando il materiale con l’infiltrazione di vetri di Lantanio (In-Ceram® Vita, resistenza a flessione 400-605 MPa); le polveri di corindone (allumina) con granulometria media di 3 µm vengono sinterizzate a 1120°C ottenendo una struttura gessosa facilmente lavorabile; per l’infiltrazione del vetro si usa il vetro di lantanio che possiede ottima bagnabilità sul corindone e alla temperatura di infiltrazione di 1100°C ha una viscosità molto bassa per riempire tutti gli spazi tra le particelle di Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. Da questi è derivato un materiale per nucleo composto di ossido di alluminio e ossido di magnesio (In-Ceram Spinell) che rispetto a quello con allumina pura offre maggiore resa estetica a discapito però della resistenza a flessione. Le proprietà meccaniche di questi materiali risultano invece ulteriormente migliorate con l’aggiunta di ossido di Zirconio (In-Ceram Zircon, resistenza a flessione fino a 750 MPa). Questi materiali possono essere paragonati a IPS- Empress II (disilicato di litio) ed entrambi risultano idonei ai settori posteriori per corone singole e ponti fino a tre elementi (Rizkalla AS E Jones DW, 2004). Negli anni ’90 furono introdotti gli all-alumina core ottenuti con sistemi di fresatura CAD- CAM, costituiti da allumina pura al 99,5% come il Procera AllCeram (NobelBiocare) che offre una resistenza a flessione prossima a 690MPa e maggiore traslucidità degli altri “glass-infiltrated core”. Queste ceramiche hanno bassi coefficienti di espansione termica (CTE=8x10<sup>-6</sup>/°C) e richiedono l’accoppiamento con ceramiche da rivestimento compatibili (Preti G, 2005).

### **Nucleo in zirconia**

Le ultime ceramiche strutturali ad altissima resistenza (resistenza alla flessione 800-1200 MPa) che sono state introdotte sono quelle a base di ossido di zirconio (zirconia). Queste ceramiche di nuova generazione hanno temperature di fusione troppo elevate per essere adeguatamente sinterizzate in laboratorio per cui sono state introdotte diverse tecniche di fresatura di blocchetti ottenuti dalla fabbricazione industriale.

Esistono tecniche di fresatura meccanica: un sistema pantografico consente di ricavare il manufatto fresando il blocchetto di ceramica sulla base di una contemporanea lettura per contatto, mediante sonde non lavoranti che simulano le frese diamantate, del modellato in resina composita.

In alternativa esistono le metodiche CAD-CAM (Computer Aided Design & Manufacturing). Tali metodiche utilizzano uno scanner per la lettura delle preparazioni dentali e la costruzione del manufatto viene eseguita per fresatura progettata e guidata da computer.



La scelta tra un sistema ed un altro è compito del clinico, che potrà basarsi sulla combinazione dei seguenti criteri per selezionare il materiale più idoneo al caso da trattare:

- **Trasparenza dell'elemento da restaurare, trasparenza del materiale da restauro**
- **Estensione del restauro, fattori di rischio biomeccanici, resistenza del materiale**
- **Possibilità di utilizzare tecniche adesive, mordenzabilità del materiale da restauro**
- **Qualità degli elementi antagonisti, durezza e lucidabilità del materiale**
- **Fattori di rischio individuali e riparabilità del restauro**

## **ZIRCONIA CON RIVESTIMENTO CERAMICO**

La zirconia, al pari dell'allumina, è classificata tra le ceramiche policristalline. Contrariamente alle cosiddette vetroceramiche, che prevedono la presenza nella propria composizione di una fase vetrosa amorfa con l'inclusione di cristalli, la zirconia ha una struttura completamente cristallina con l'inclusione di rare molecole che ne ottimizzano le caratteristiche fisiche ed estetiche.

### **Caratteristiche fisiche:**

La zirconia per strutture da ceramizzare è il materiale metal-free con le più elevate caratteristiche di resistenza alla flessione con un valore approssimativo di 1200 MPa. Possiede inoltre un elevato modulo di elasticità, circa 200 GPa, che ne determina una rigidità che consente al materiale di essere utilizzato per ben supportare i materiali ceramici da rivestimento anche per travate di ponte o per elementi in estensione.

### **Composizione:**

Il maggiore componente della zirconia utilizzata in odontoiatria è l'Ossido di Zirconio ( $ZrO_2$ , circa 5%), sostanza cristallina polimorfa, che in natura a temperature ambiente si presenta come un polvere bianca inodore. Fino alla temperatura di 1170°C l'ossido di zirconio si presenta con una struttura cristallina monoclinica con caratteristiche fisiche di scarso interesse per un utilizzo

protetico. Nell'intervallo di temperature tra i 1170 e i 2370°C la struttura cristallina si presenta tetragonale con le caratteristiche fisiche proprie della zirconia di attuale utilizzo in odontoiatria protesica. Sopra i 2370°C la struttura cristallina è cubica. Per la stabilizzazione della struttura tetragonale è aggiunta alla composizione del materiale una quantità di Ossido di ittrio di circa il 5% che ne blocca la configurazione a temperatura ambiente. Piccole quantità di altri composti possono essere presenti nei materiali, quali Ossido di Al e Ossido di Hf al fine di stabilizzarne le caratteristiche.

### **Resistenza agli stress:**

La zirconia possiede un'elevata resistenza agli stress fisici. La modificazione della struttura cristallina per opera di una sollecitazione è alla base delle caratteristiche fisiche del materiale. La sollecitazione applicata determina una trasformazione parziale della struttura tetragonale in monoclinica. Si verifica un incremento di volume del 4% della forma monoclinica rispetto a quella tetragonale con la conseguente realizzazione di forze compressive all'interno della struttura del materiale che si oppongono alla propagazione di possibili linee di frattura. Quindi si può dire che gli stress inducono trasformazioni che, fino a un certo punto, limitano i possibili effetti negativi degli stress stessi, innalzando il limite di frattura del materiale. (Guazzato et al, Dental Material, 2004).

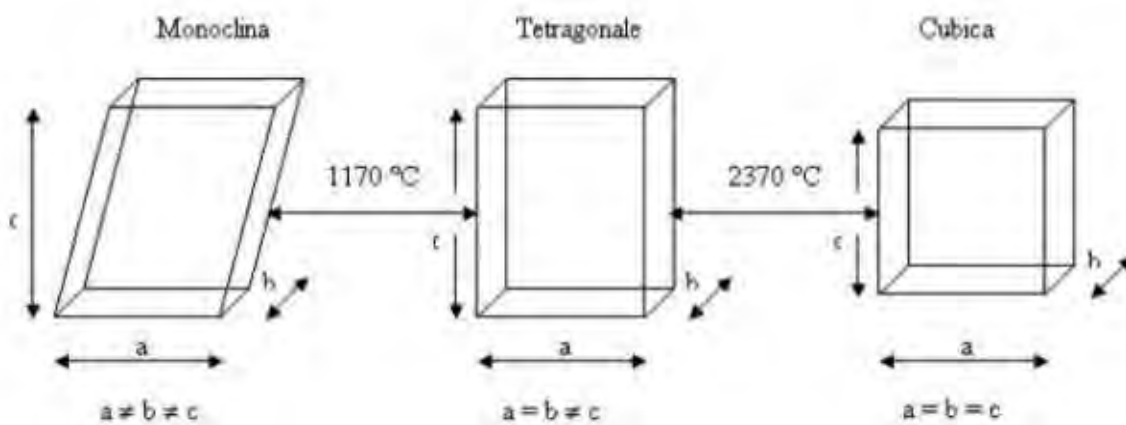


Fig. Configurazioni cristalline della zirconia

### **Differenze tra le Zirconie presenti sul mercato:**

Le tecnologie di produzione delle diverse aziende determinano differenze nella realizzazione del materiale finale in termini di dimensioni e omogeneità dei grani; distribuzione, quantità e qualità dei composti minori; inclusione di impurità, difetti di struttura. Ciò può determinare una differenza di caratteristiche in termini di resistenza meccanica e di caratteristiche estetiche quali colore e traslucenza (Baldissara, Scotti, JPD 2010 )

### **Tecnologia di produzione:**

Le strutture protesiche in Zirconia possono essere realizzate esclusivamente con metodi di fresaggio. Oramai obsoleti i sistemi a pantografo, ora i sistemi in commercio sono molteplici e tutti adottano soluzioni digitali con tecnologie Cad-Cam. Essendo la Zirconia un materiale particolarmente tenace alla fresatura, viene lavorato nello stato di semi-sinterizzazione e successivamente sinterizzato in appositi forni per il raggiungimento delle caratteristiche fisiche definitive. Nel processo di sinterizzazione il materiale subisce un processo di contrazione di circa il 20-25%. Nella fase Cad di progettazione il software esegue gli opportuni calcoli per un risultato finale che rispetti i corretti requisiti di precisione.

### **Precisione Marginale:**

La precisione marginale ottenibile con strutture in Zirconia realizzate con tecnologie digitali è di livello sovrapponibile alle metodiche tradizionali per la lavorazione della metallo- ceramica (ponti di 3 elementi, Reich, Eur J Oral Sci. 2005). Metodiche d'impronta ottica intraorale, che riducono a un singolo passaggio la realizzazione del modello di lavoro virtuale (scansione intraorale vs impronta tradizionale + scansione di laboratorio), confermano i dati sulla precisione ottenibile (Cardelli, Scotti, Monaco, J Dent 2011), sovrapponibile alle metodiche tradizionali.

### **Preparazioni protesiche dei monconi:**

Le caratteristiche del materiale consentono la realizzazione di strutture protesiche su elementi dentari con preparazioni verticali o orizzontali, fatte salve le limitazioni proprie degli strumenti di fresaggio (dichiarate dalle aziende produttrici di fresatori), che necessitano di angolazioni delle pareti dentali di almeno il 5% sul piano orizzontale (chamfer o spalle non troppo orizzontali) e del 4% sul piano verticale (conicità della preparazione maggiore rispetto a tecniche che non prevedono la fresatura) e angoli non troppo acuti a causa delle dimensioni delle frese delle macchine fresatrici; si consiglia anzi un arrotondamento degli spigoli per evitare che il software di progettazione inserisca automaticamente delle tolleranze tali da inficiare la precisione del manufatto.

### **Caratteristiche del framework:**

Lo spessore minimo della struttura in zirconia potrà essere di 3 mm nelle zone a minore impatto biomeccanico (gruppo frontale), di 5 mm nelle zone posteriori.

Le connessioni tra gli elementi dentari protesici dovranno essere dimensionati in modo adeguato per resistere ai carichi funzionali. Pur non esistendo dati scientifici certi, le aziende produttrici

suggeriscono aree in mm quadrati da 7 per i settori frontali a 9/11 per i settori posteriori (Raigrodski AJ. J Prosthet Dent. 2004).

La realizzazione di forme tali da supportare la massa di ceramica esterna contribuisce alla riduzione del rischio di frattura del rivestimento estetico.

### **Rivestimento ceramico:**

Uno degli aspetti più discussi sull'affidabilità dei restauri protesici realizzati con strutture in zirconia è la resistenza della ceramica da rivestimento. Numerosi autori hanno documentato incidenze maggiori di chipping o fratture rispetto alle tradizionali protesi realizzate in metallo-ceramica (Sailer 2009, Schmit 2009, Roediger 2010, Bauer 2009), soprattutto fratture parziali nel contesto del materiale da rivestimento.



Fig: Esempi di frattura del materiale da rivestimento

Mentre sono stati descritti meccanismi adesivi e alti livelli di forza adesiva tra zirconia e ceramica (Blatz 2010), che spiegherebbe la bassa incidenza di distacco della ceramica dalla struttura in zirconia, i problemi rilevati sembrano originati da aspetti differenti:

- Per anni le strutture in zirconia sono state realizzate con forme scarsamente supportanti il materiale da rivestimento, con creazione di spessori ceramici più soggetti a frattura.
- E' probabile che le prime ceramiche dedicate dovessero essere migliorate per meglio adattarsi alle caratteristiche di un materiale innovativo.
- Gli steps di cottura e di raffreddamento utilizzati per le ceramiche da rivestimento erano probabilmente inadeguati e un materiale come la zirconia che dissipa più lentamente il calore rispetto al metallo.



Fig: (a) Struttura in zirconia attuale con supporto ceramico (b) Strutture nel 2004, non supportanti

## ZIRCONIA MONOLITICA

Uno dei problemi dei restauri stratificati, quello del “chipping” della ceramica di rivestimento, si è cercato di risolverlo introducendo nella pratica odontoiatrica restauri monolitici (RM) .

I R.M. in zirconia mostrano importanti vantaggi biologici: il loro utilizzo può determinare un notevole risparmio di sostanza dentale nelle procedure di preparazione dei monconi protesici. La progettazione di tavolati occlusali in zirconia può permettere una sotto-preparazione rispetto agli elementi stratificati di almeno 0,7 mm a livello occlusale. Alcuni lavori hanno rilevato la possibilità di progettare corone in zirconia anche con disegno di preparazione “a finire”. Tale progetto è condizionato dai limiti delle procedure CAD-CAM e dalla valutazione del possibile stress circonferenziale (HOOP-STRESS). Ovviamente più sottile è lo spessore della zirconia a livello marginale, maggiore è lo stress. Uno studio che esaminava lo stress circonferenziale in relazione alla linea di finitura ha evidenziato che gli stress sono minori per le corone eseguite su elementi preparati con margini di finitura orizzontali rispetto a quelli che avevano ricevuto preparazioni verticali.

Studi recenti hanno evidenziato la minore capacità abrasiva della zirconia lucidata meccanicamente rispetto alla ceramica feldspatica. Questo materiale potrebbe essere perciò utilizzato anche in opposizione a dentatura naturale.



Nelle riabilitazioni complete su impianti e denti naturali, l'utilizzo della zirconia monolitica ha notevoli vantaggi rispetto ad altre soluzioni prospettate nel corso degli anni:

- Perfetta corrispondenza tra il progetto provvisorio (che può essere eseguito con procedure CAD-CAM) ed il lavoro definitivo (prodotto utilizzando lo stesso file o un file risultato della scansione del provvisorio).
- Assenza di chipping del materiale di rivestimento nelle zone funzionali .
- Occlusione stabile nel tempo. Ancora adesso vengono utilizzate per la finalizzazione delle riabilitazioni implantoprotesiche, strutture in lega aurea o titanio sulle quali vengono montati denti di protesi mobile del commercio. Tali elementi (in opposizione a denti naturali o riabilitazioni in ceramica, vanno incontro ad usura (denti in PMMA) o a chipping (denti con rivestimento in composito. Nei casi in cui gli elementi del commercio vengano modificati per permettere l'avvitamento del framework, si osserva la denaturazione strutturale degli stessi che vanno frequentemente incontro a complicazioni meccaniche.
- Superfici di connessione della struttura notevolmente più estese (si arriva a circa 50 mm quadrati nelle connessioni tra molari) ;
- Un vantaggio enorme delle lavorazioni in zirconia monolitica è rappresentato dai costi di produzione che è indipendente dal peso e dal volume delle stesse e che, soprattutto, non risente del tempo necessario per la stratificazione della ceramica di rivestimento.

Gli svantaggi dei restauri monolitici in zirconia sono soprattutto legati all'estetica ed alla traslucenza degli stessi. Nelle corone in zirconia monolitica, il valore (che è uno dei parametri che vengono analizzati per valutare il "colore" dei restauri) del materiale non infiltrato ha un valore altissimo (vira verso il bianco) mentre la zirconia traslucida tende ad avere un valore basso (grigio).

La zirconia traslucida, ottenuta per innalzamento della temperatura nelle procedure di sinterizzazione, ha una resistenza meccanica inferiore a quella non sottoposta agli stessi trattamenti.

Altro problema è rappresentato dalla degradazione della zirconia a bassa temperatura. In ambiente umido, a bassa temperatura, è stato osservato la degradazione del materiale con passaggio dalla fase tetragonale a quella monoclinica a causa di alcuni fattori quali: energia

meccanica o termica, reazioni chimiche alla superficie.

La fase iniziale consiste nell'assorbimento di acqua sulla superficie, creando dei legami Zr-OH, i quali portano a delle tensioni localizzate che oltre un valore critico danno luogo alla trasformazione di fase.

Il processo di degradazione è promosso dalla temperatura in ambiente umido ma anche dall'energia apportata dal materiale da sollecitazioni esterne o da tensioni residue interne derivanti dal processo di fabbricazione. E' perciò importante:

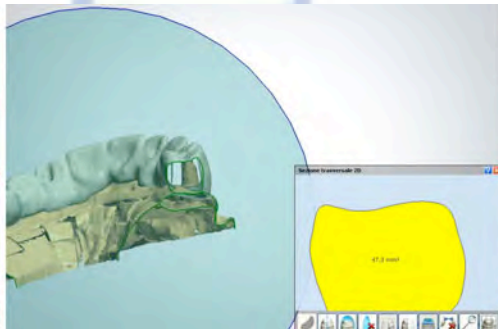
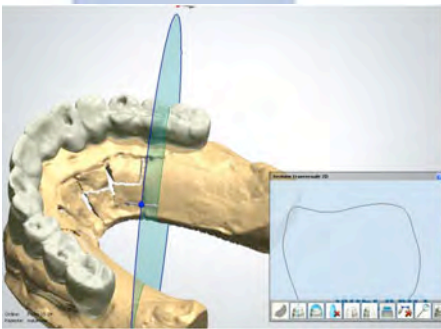
Usare polveri di zirconia estremamente pure e con una granulometria fine. La presenza di altri elementi determina accrescimenti dei granuli che a loro volta accelerano la cinetica di trasformazione.

- Lavorare i manufatti con abbondante refrigerante; l'innalzamento superficiale della temperatura per effetto della bassa conducibilità termica della zirconia può innescare la trasformazione di fase, da Tetragonale a Monoclino.

Ultimo problema è rappresentato dal modo in cui vengono eseguiti i ritocchi delle strutture. Sono infatti possibili danni da fresatura (grinding damage). L'utilizzo di frese con grana superiore ai 12 micron può determinare l'innescare e la propagazione dei crack. E' perciò fondamentale disegnare la struttura con il massimo della cura in modo da evitare eccessivi ritocchi alla stessa.

Le frese diamantate da turbina andrebbero usate in laboratorio con raffreddamento a acqua. Le zone di ritocco andrebbero in seguito trattate una punta al carborundum a 5000 giri.

In ogni caso, alla fine delle procedure di finitura e lucidatura della zirconia, è opportuno eseguire un ciclo termico di stabilizzazione alla fase monoclinica.



# VETROCERAMICHE AL DISILICATO DI LITIO

## Merceologia

Distinguendo le ceramiche metal free in materiali “tradizionali”, variamente lavorati, e materiali di nuova introduzione, il disilicato va annoverato tra questi ultimi. Si tratta di una vetroceramica pressofusa che presenta una fase cristallina composta da cristalli di disilicato di litio e ortofosfato di litio per circa il 70% del volume; questa composizione consente di ottenere un notevole aumento della resistenza senza influire negativamente sulla trasparenza, infatti la resistenza a flessione raggiunge i 380-450 MPa e la resistenza alla frattura è tre volte più grande della leucite. E' molto trasparente per merito della fase vetrosa e della ottima compatibilità tra le fasi cristalline in esso presenti (Guazzato M. et al, 2003).

Le procedura di realizzazione segue i metodi tradizionali delle vetroceramiche, già esposte nel cap. 1, nelle quali viene realizzata dapprima una massa vetrosa che poi viene trattata termicamente a temperature superiori a quella di vetrificazione una o più volte in modo da ottenere una cristallizzazione controllata, in questa fase possono essere aggiunti agenti nucleanti o di rinforzo. Un altro metodo per ottenere la vetroceramica è quello della sinter-cristallizzazione, nel quale gli stessi cristalli presenti nella matrice vetrosa fungono da nuclei di cristallizzazione senza l'aggiunta di agenti nucleanti. Le porosità residue vengono eliminate tramite la pressatura a caldo; con questo metodo la matrice vetrosa viene trasformata in “fritta” ed iniettata a pressione in uno stampo dove viene sinterizzata. Rispetto alla leucite, della quale il disilicato rappresenta una evoluzione relativamente alle caratteristiche meccaniche, con la pressatura a caldo si riescono ad eliminare la quasi totalità delle porosità, con un residuo medio del 3%, dove invece nella leucite ne rimangono l'8-10% (Guazzato M. , 2004)



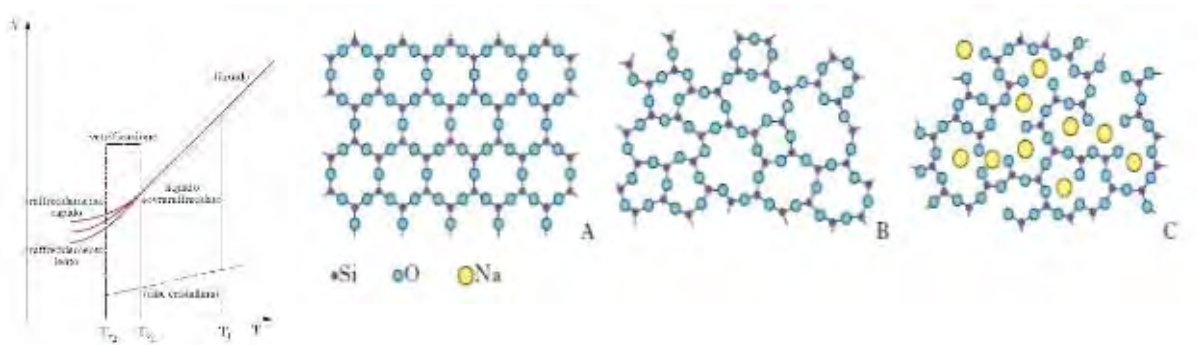


Fig.

1: fasi della vetrificazione; struttura del vetro di silice con aggiunta di agenti nucleanti.

E' interessante notare che le vetroceramiche hanno applicazioni ben più ampie di quelle meramente odontoiatriche, esistono infatti migliaia di formule depositate; il primo uso di una vetroceramica commercialmente disponibile risale agli anni '50 per applicazioni aerospaziali. Il brevetto del disilicato di litio come viene utilizzato in odontoiatria appartiene a Wolfran Hoeland della Ivoclar; il disilicato è disponibile in due forme: come metasilicato di litio ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ), più malleabile e quindi lavorabile tramite fresatura ed in seguito da trattarsi termicamente per essere trasformato in disilicato ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ); in alternativa il disilicato viene distribuito come massa da termo-pressatura. Ambedue le formule possono essere utilizzate per ottenere manufatti monolitici o core sui quali stratificare ceramica da rivestimento estetico.

La struttura del disilicato di litio trae benefici meccanici dal differente Coefficiente di Espansione Termica (CTE) dei cristalli che fungono da elementi di dissipazione degli stress: la differenza nel coefficiente di espansione termica tra i cristalli e la matrice vetrosa esita in stress tangenziali compressivi intorno ai cristalli, che hanno azione di deflessione dei crack.. La struttura finale del materiale consiste in cristalli strettamente interconnessi, lunghi circa 5mm e con diametro 0,8 mm. (Sola Ruiz IJP 2013 (Oh IJP 2000, Albakry Guazzato JP 2004, Holand J Biomed mat Res 2000)

## Indicazioni

Il disilicato è nato per estendere l'uso delle ceramiche integrali anche ai settori posteriori e per riuscire a realizzare piccoli ponti, fondamentalmente per ampliare le indicazioni della vetroceramica a base di leucite della famiglia Ivoclar, la prima casa a brevettare il materiale nelle sue varie versioni, tuttora detentrica del brevetto.

Oltre alla progressiva sostituzione della leucite il disilicato, soprattutto nella forma monolitica, sta riscuotendo sempre maggior interesse per il minor numero di inconvenienti meccanici dimostrato



rispetto alla zirconia stratificata, della quale è un validissimo sostituto per le corone singole ed i piccoli ponti in zone anteriori-premolari (Guess P, 2010).

Un altro non trascurabile vantaggio di questo materiale è che presenta valori di usura simili a quelli dello smalto (Rosentritt, 2012).

Attualmente la linea di prodotti dedicata alla vetroceramica in disilicato comprende:

1. **e.max Press**, una vetroceramica, a base di disilicato di litio, in grado di produrre per mezzo della pressatura strutture con una resistenza alla frattura decisamente superiore a quella delle strutture realizzate con il materiale a base di leucite e quindi con indicazioni più estese (tutti gli elementi singoli e ponti fino a 3 elementi nei settori anteriori); la pressatura, ovvero l'iniezione a pressione dentro uno stampo della ceramica fusa a  $920^{\circ}$ , determina un allineamento dei cristalli, che aumenta la resistenza alla frattura (Albakry, 2004).



Fig. 2: Preparazione dei pezzi per la pressofusione, a destra una corona monolitica, a sinistra una cappetta per successiva stratificazione.

2. **e.max CAD**, un disilicato fornito in una fase pre-cristallina (metasilicato( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ),) più morbida e pertanto fresabile senza eccessivo dispendio di strumenti e di tempo; è portato alla forma definitiva (disilicato di litio( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ),) in una successiva cottura di cristallizzazione, esente da contrazione; il pezzo fresato è soggetto ad una cristallizzazione in due fasi, nella prima i cristalli di metasilicato precipitano; la vetroceramica che ne risulta ha una taglia media dei cristalli di 0,2-1.0 mm, per circa il 40% di volume., ed una resistenza alla flessione di 130-150 MPa, che semplifica la lavorazione ed i ritocchi occlusali extra ed intraorali. La fase finale di cristallizzazione avviene a rifinitura completata, in forno sottovuoto a  $850^{\circ}\text{C}$ , il metasilicato dissolve completamente ed il disilicato cristallizza.

Il disilicato contiene alcune piccole porosità residue, così come difetti e stress meccanici residui dovuti alla fresatura. Il trattamento termico per il passaggio dal “blue stage” alla forma completamente cristallizzata riduce (anche se non elimina completamente) i difetti e gli stress residui, assicurando la formazione di una microstruttura compatta, composta da cristalli strettamente collegati.

**3. e.max Ceram**, materiale a base di fluoroapatite, adatto per la sovra-stratificazione sinterizzabile di tutti i prodotti e.max; sul core in disilicato possono essere sinterizzate anche ceramiche non dedicate, purchè il CTE sia compatibile.

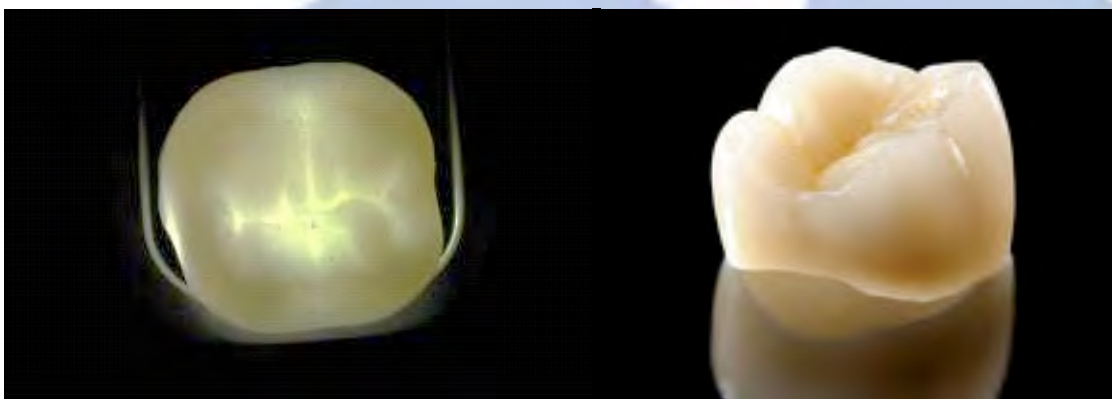


Fig. 3: Restauro coronale completo monolitico pressofuso, prima e dopo lucidatura e rifinitura.

Lo spettro di indicazioni del disilicato nelle sue varie formulazioni spazia da faccette anche molto sottili (0,3mm), ad inlay ed onlay mininvasivi, da corone parziali a corone complete fino a ponti di tre elementi in zone anteriori-premolari; il sistema risulta quindi molto versatile, in funzione anche del metodo di cementazione che verrà scelto in base alla situazione clinica. (Raffeiner, 2008).

Uno dei fattori importanti dei quali tenere conto nella pianificazione di un restauro, e nella esecuzione delle preparazioni, è che le caratteristiche biomeccaniche del disilicato vengono esaltate dalla cementazione adesiva, particolarmente nei restauri parziali (faccette, inlays, onlays) e quando la preparazione dentale è completamente nello smalto. Infatti è stato dimostrato che, pur essendo la resistenza alla flessione del disilicato il 40% circa rispetto quella della zirconia, le capacità di carico superano il 75% dei valori della zirconia se il disilicato viene “incollato” allo smalto dentale, indipendentemente dallo spessore del materiale (Li Ma, 2013).

La cementazione adesiva sembra avere un impatto decisivo nel disilicato usato per restauri a ricopertura parziale, mentre in un lavoro comparativo con 9 anni di follow up non sono state evidenziate differenze significative in corone a ricopertura completa cementate adesivamente o meno (Gehrt, 2012). Probabilmente la preparazione coronale, dovendo sottostare agli spessori

minimi richiesti dalle preparazioni coronali complete, scopre estese zone di dentina, vanificando i vantaggi della cementazione adesiva su smalto. I valori di follow up, nel lavoro citato, sono comunque elevati e paragonabili alle metallo-ceramiche.

Il prodotto è fornito in grezzi dotati di vari gradi di opacità/traslucenza: l'alta opacità (HO) è indicata per monconi naturali altamente discromici o ricostruiti con perni metallici; la media opacità (MO) per casi di modesta discromia; la bassa traslucenza (LT, Low Traslucency) è ideale per una vasta gamma di restauri, a volume pieno oppure rivestiti (dopo cut-back) con la vetroceramica per stratificazione calibrata con il sistema.

Nei restauri monolitici, interamente in disilicato, le caratterizzazioni cromatiche si ottengono per colorazione di superficie, mentre dove si opti per una soluzione stratificata, che può essere praticata anche in faccette ove lo spessore lo consenta, viene utilizzata la tecnica di sinterizzazione tradizionale.

Le caratteristiche di buona precisione marginale e di facilità sia della fresatura e del successivo trattamento termico, che della tecnica della cera persa (la modellazione eseguita in cera viene sostituita dal materiale ceramico presso-fuso) coniugate alla buona resistenza ed alla grande biocompatibilità rendono quindi il "sistema", costituito dalle diverse forme di disilicato e dalle masse ceramiche che lo accompagnano, adatto ad una vasta gamma di indicazioni; all'interno del ventaglio terapeutico (materiale+tecniche di realizzazione+ preparazione dentale+scelta e trattamento dei materiali da cementazione) le scelte strategiche dell'operatore ed il rispetto delle caratteristiche del materiale risultano cruciali per la prognosi dell'insieme dente-restauro.



## Follow up

La prognosi dei restauri in vetroceramica nei settori anteriori è generalmente buona, per quanto riguarda i restauri parziali tipo veneer la prognosi è in stretta correlazione con la locazione dei margini e con la pianificazione preterapia, infatti la locazione interamente su smalto è quella che garantisce le migliori performances (Gurel IJPRD 2013, Burke 2012).

Per i restauri parziali sono state riportate percentuali di successo fino al 100% (Guess 2013)

Per il disilicato, sia pressato che fresato, nei restauri coronali completi e nelle protesi parziali fisse non sono ancora disponibili lavori a lungo termine comparabili agli anni di follow up della metallo ceramiche. In uno studio a 2 anni viene riportato un successo del 100% ( Suputtamongkol, 2008), in un altro ma anche in studi con follow up più ampi le percentuali di successo per i restauri singoli sono molto alte (95,5% a 10 anni, Sola Ruiz 2013). Il successo clinico delle protesi parziali di tre unità è condizionato dalle fratture nelle aree dei connettori, soprattutto se essi siano dimensionalmente non adeguati (70% di sopravvivenza a 5 anni, Sola Ruiz 2013), sebbene vi siano lavori nei quali protesi parziali fisse ritenute da inlaus monolitici in disilicato mostravano il 100% di successi a 4 anni, e protesi fisse ritenute da corone complete il 93% a 8 anni (Sola Ruiz 23 e 24)







## Cementazione

Il disilicato presenta il grande vantaggio di poter essere cementato adesivamente, dopo mordenzatura con acido fluoridrico al 4-5% per 20'' e silanizzazione. A seconda della situazione clinica si potrà scegliere se utilizzare un composito fotoindurente o di tipo duale; il criterio di scelta è legato alla possibilità di isolare il campo con la diga di gomma o con supporti isolanti diversi, come fili di retrazione.

E' stato dimostrato che il disilicato se cementato adesivamente incrementa il valore di resistenza (Bindl 2005)(Messer LWR, 2003), in un lavoro comparativo sono stati confrontate cappette ultrasottili (0,4 mm) nei seguenti materiali:

- vetroceramica a base di di silicato di litio (IPS e.max CAD)
- ceramica infiltrata (In-Ceram Zirconia)
- ossido di zirconio stabilizzato con ittrio (In-Ceram YZ cubes)

Per ogni materiale sono state prodotte 30 cappette. Di queste, 15 sono state cementate convenzionalmente e 15 adesivamente sui monconi. Il rilevamento del carico di frattura è avvenuto in un apparecchio di test universale.

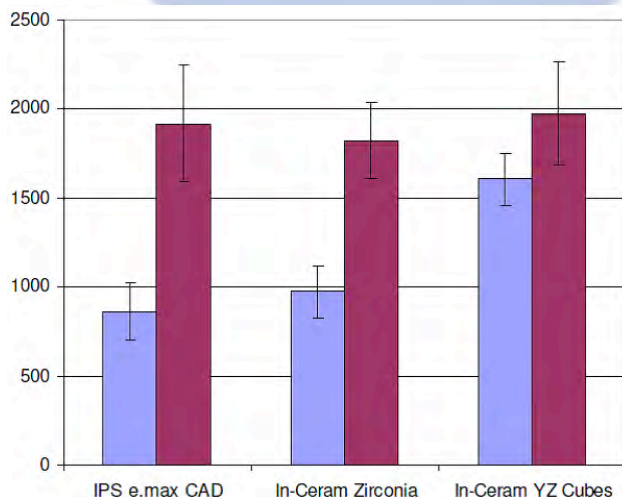




Fig. 5: Carico alla frattura di sottili cappette CAD/CAM con diversa cementazione (Bindl et al. 2005)

I risultati hanno mostrato che:

- la resistenza alla frattura delle cappette con la cementazione adesiva è significativamente superiore rispetto che con quella convenzionale.
- il carico di frattura delle cappette in ossido di zirconio cementate convenzionalmente (In-Ceram YZ Cubes) era significativamente inferiore che non con la cementazione adesiva
- In caso di cementazione convenzionale le cappette in ossido di zirconio mostrano resistenza alla frattura significativamente superiore rispetto agli altri due materiali.

Uno dei fattori importanti per ottenere il massimo risultato dal connubio ceramica mordenzabile/cementazione adesiva è la corretta gestione delle manovre di cementazione: Oltre al rispetto delle istruzioni e delle procedure ed alla scelta dei materiali idonei, è importante controllare che il cemento venga correttamente raggiunto dalla luce polimerizzatrice, è stato dimostrato come l'aumento dello spessore del materiale determini una significativa diminuzione dell'intensità luminosa, e quindi della conversione del cemento, quindi i tempi di irraggiamento luminoso vanno calibrati in base agli spessori della ceramica da attraversare con il fascio luminoso (Zhang 2011)

### **Biocompatibilità**

Il disilicato non è un materiale biologicamente inerte, ma risulta paragonabile, o superiore, a molti compositi, ad altri tipi di ceramica ed alle leghe. Inoltre sembra che la biocompatibilità di questo materiale aumenti con il tempo, favorendo un'ottima risposta tissutale (Brackett, Dental Materials 2008)

## **TECNOLOGIE PRINCIPALI PER LA COSTRUZIONE DI MANUFATTI IN CERAMICA METAL FREE**

### **Fresaggio computerizzato.**

Nell'ultimo decennio, in odontoiatria protesica, la tecnologia CAD CAM ha favorito lo sviluppo di nuove tecniche e materiali; in questo contesto spicca l'impiego di materiali metal free.

La tecnologia CAD CAM permette, attraverso uno scanner 3D, la lettura di un modello master per l'esecuzione di corone, ponti, abutment implantari.

Effettuata la scansione, attraverso il software del computer vengono elaborati i dati e inviati alla macchina utensile CAM, che estrude dal pieno il pezzo lavorato nel materiale prescelto per la ricostruzione protesica.

I materiali ceramici metal free più utilizzati con questa tecnica sono:

- ossido di zirconio, stabilizzato con ittrio (ossido di zirconio Y-TZP, policristalli tetragonali di ossido di zirconio, che dopo la sinterizzazione si chiama zirconia)
- disilicato di litio.

I primi lavori eseguiti in zirconia risalgono al 1995. Le armature venivano fresate con una procedura CAD CAM a partire dal materiale grezzo già sinterizzato con tecnica HIP (Hot Isostatic Pressure). La lavorazione con grezzi con stato di sinterizzazione HIP richiedeva l'utilizzo di macchine sofisticate con frese diamantate sinterizzate raffreddate ad acqua. Questa metodica è andata in disuso in quanto presentava alcuni svantaggi:

- tempi lunghi di esecuzione

- utilizzo di apparecchiature molto sofisticate
- consumo elevato di utensili
- rischio di danneggiamento delle armature durante la lavorazione.

Attualmente la metodica più in uso in campo odontotecnico è quella con grezzi sinterizzati parzialmente. Questo approccio permette la realizzazione di strutture in modo rapido utilizzando frese in metallo duro senza raffreddamento ad acqua. Tuttavia con queste procedure è necessario fresare le armature di corone e ponti in dimensioni maggiori per compensare il successivo restringimento causato dalla sinterizzazione. Questa tecnica di ingrandimento viene risolta durante la progettazione CAD. Una volta eseguito il fresaggio, le strutture possono essere rifinite manualmente e colorate con pigmenti dedicati per avere un colore delle stesse adeguato alla ricostruzione in questione. Le strutture vengono sinterizzate in un forno di sinterizzazione a 1400 C°. Successivamente vengono fatte calzare sul modello maestro o master, rifinite e deterse per accogliere le ceramiche di rivestimento mediante la procedura di stratificazione/sinterizzazione. Con la medesima tecnica CAD CAM è possibile ottenere corone e ponti inlay e faccette in disilicato di litio LS2. Il materiale viene fresato in una fase cristallina intermedia presinterizzata, che è facilmente lavorabile con una fresatrice CAM. La resistenza alla flessione del materiale nella fase cristallina intermedia è di 130-150 MPa. Dopo la fresatura, avviene la cristallizzazione dei restauri in un forno per ceramica. Il processo di cristallizzazione è di circa 25-30 minuti ad una temperatura di 840-850 C°. Questo cambiamento di stato porta il disilicato di litio a valori di resistenza alla flessione di 360-400 MPa.



Figure: esempi di realizzazione di manufatti in zirconia monolitica con tecnica CAD-CAM



## **Slip casting.**

Il sistema slip casting consiste nel realizzare corone o ponti stratificando manualmente, con l'ausilio di un pennello, una sospensione speciale di polvere e liquido, chiamata “barbotine” su monconi in gesso speciale dedicato al sistema. La corona o il ponte viene sinterizzato in forno sotto vuoto a 1120° C. Dopo questa fase la struttura è porosa e presenta una resistenza tale da poter essere rifinita con strumenti rotanti. La struttura, costituita da particelle ossido-ceramiche, in una seconda fase viene infiltrata con un vetro speciale contenente lattanio e inserita in un forno convenzionale per ceramica. La cottura avviene a 1140°C sottovuoto. Dopo la cottura di infiltrazione, il processo è ultimato e la struttura può essere rifinita con strumenti diamantati, successivamente sabbiata e detersa e può essere ricoperta di materiale ceramico di rivestimento estetico. Con la medesima tecnica, cambiando la composizione chimica di base, è possibile ottenere diversi materiali:

- spinell (ossido di magnesio-alluminio)
- allumina (ossido di alluminio)
- zirconia (ossido di alluminio-zirconio).

In commercio è possibile trovare questi materiali sotto forma di blocchi eseguiti industrialmente già sinterizzati chiamati “blanks”, dedicati per la tecnica CAD-CAM. In ogni caso le strutture, dopo il fresaggio, necessitano l'infiltrazione con vetro.

## **Ceramica pressofusa.**

Questo procedimento per la realizzazione di corone inlay e faccette in ceramica integrale, fu introdotto alla fine degli anni '80 e da allora ha avuto uno sviluppo sempre crescente grazie alla sua versatilità. Infatti il sistema presenta una grande semplicità di lavorazione. Non occorre modificare le abitudini odontotecniche in quanto la lavorazione è simile a quella della cera persa.

### **La metodica:**

Corone, inlays e veneers vengono modellate in cera, posizionate su muffole specifiche tramite canali di cera e ricoperte di rivestimento refrattario. Dopo che la massa refrattaria è indurita, lo stampo viene inserito in un forno da preriscaldamento fino a 850° C affinché tutta la cera venga eliminata e lo stampo sia pronto per l'iniezione della vetroceramica. In questa fase vengono inseriti nello stampo i grezzi di ceramica prescelti e si posiziona il tutto in un forno specifico per la pressatura della ceramica. Il programma di pressatura prevede un innalzamento della temperatura fino a 1100-1200° C affinché i grezzi in ceramica acquisiscano una consistenza tale da poter essere iniettati nello stampo. A pressatura avvenuta, gli stampi si lasciano raffreddare e le ceramiche vengono liberate. Questa tecnica inizialmente era limitata all'esecuzione di inlays, veneers e corone singole. Con l'introduzione del disilicato di litio ha avuto un ulteriore sviluppo in quanto è possibile utilizzarla anche per ponti anteriori e corone posteriori.



Figure: esempi di manufatti realizzati in ceramica pressofusa

## **Tecnica di condensazione di ceramica su refrattario e foglio di platino.**

Questo è ritenuto un metodo tradizionale di largo utilizzo per la realizzazione di ricostruzioni in ceramica integrale. La tecnica ha il vantaggio di ottenere risultati molto estetici e non necessita l'acquisto di sistemi specifici costosi. La tecnica è indicata per la ricostruzione di corone singole anteriori, veneers, onlays e inlays.

### **La metodica:**

Dopo aver eseguito il modello master, i monconi vengono improntati con del silicone da duplicazione e ricolati con materiale refrattario specifico. Una volta rimosso dallo stampo in silicone, il modello refrattario va posto in un forno per ceramica a 700° C fino al raggiungimento di 1000° C sotto vuoto per l'eliminazione dei gas. Dopo questa fase, il moncone rifinito e riposizionato sul modello maestro è pronto per accogliere la ceramica di rivestimento. Le masse ceramiche vengono apportate per stratificazione e cotte sotto vuoto in un forno convenzionale per ceramica. E' raccomandabile eseguire diverse cotture per raggiungere il risultato desiderato. Le cotture avvengono tutte sul modello refrattario, il quale verrà rimosso con processo di sabbiatura solo a ceramizzazione ultimata. Un'altra tecnica analoga con utilizzo della stessa ceramica di rivestimento è quella della foglia di platino. Questo procedimento veniva usato nel passato ma è tuttora molto valido. Consiste nell'applicare un sottile foglio di platino sul moncone in gesso, avendo cura che la lamina aderisca perfettamente. La ceramica verrà condensata per stratificazione sul foglio di platino e cotta sullo stesso in un forno per ceramica. A ceramizzazione ultimata si rimuove con cura il foglio di platino e la corona integrale in ceramica feldspatica.

# INDICAZIONI CLINICHE E CONCLUSIONI

## • Ceramiche senza “core” di sostegno

Le ceramiche feldspatiche e le termopressate vetrose per la loro traslucenza rappresentano la scelta ideale nei settori anteriori per la realizzazione di faccette o corone totali in presenza di preparazioni dentali estremamente conservative che garantiscono il sostegno del materiale in ogni sua parte. Possono essere impiegate anche per la realizzazione di intarsi posteriori. Nel trattamento di casi estetici l'utilizzo delle ceramiche termopressate vetrose consente di personalizzare la forma e il colore direttamente sul paziente che può visualizzare il suo aspetto finale semplificando l'ottenimento del risultato estetico finale. Questa opzione non è realizzabile se si impiegano le ceramiche feldspatiche cotte su refrattario con cui l'odontotecnico non ha la possibilità di modificare la forma o il colore del manufatto dopo la rimozione dal rivestimento.

## - Ceramiche con “core” di sostegno

Le ceramiche termopressate in disilicato di litio sono le più traslucenti tra le ceramiche rinforzate da un “white-core” e consentono di creare faccette per pittura o per stratificazione e corone totali con un elevato livello estetico in presenza di preparazioni dentali non supportanti un'eventuale ceramica vetrosa. Inoltre per le loro proprietà fisiche sono adatte alla realizzazione di corone singole per i settori posteriori e ponti di 3 elementi fino alla sostituzione del primo premolare, dopo attenta valutazione dello spazio per i connettori(8). La possibilità di mordenzare il core internamente con acido fluoridrico permette la cementazione adesiva su monconi scarsamente ritentivi sia nelle zone anteriori che in quelle posteriori.

L'allumina, come già precedentemente esposto, presenta caratteristiche ottiche intermedie tra il disilicato di litio e lo zirconio e non può essere mordenzato. Le situazioni cliniche in cui è indicato l'uso di restauri in allumina possono attualmente essere trattate con lo zirconio con il vantaggio di una resistenza superiore.

Lo zirconio per le sue elevate proprietà meccaniche è adatto alla realizzazione di corone singole e ponti con le stesse indicazioni per la metallo-ceramica. Questo materiale rappresenta la prima scelta su monconi scuri per la sua capacità opacizzante sia nei settori anteriori che in quelli posteriori. Per la sua struttura policristallina lo zirconio non è mordenzabile. Tuttavia l'utilizzo di un cemento resinoso associato ad una sabbiatura della superficie interna sembra garantire i migliori risultati in termine di adesione (9).

Per semplificare ulteriormente la scelta dell'odontoiatra nel selezionare il tipo specifico di materiale, le ceramiche termopressate vetrose, quelle termopressate in disilicato di litio e lo zirconio



consentono di affrontare tutte le situazioni cliniche in cui è indicato un approccio metalfree nella maniera più efficace e predicibile (Tab. 1).

**Tabella 1** Indicazioni delle tipologie di restauri in base al materiale.

Tipo di restauro Metalfree	Ceramica no-core Vetroceramica termopressata	Ceramica con core Termopressata in bisilicato di litio	Ceramica con core Zirconio
Inlays/Onlays	X	X	-
Faccette	X	X	-
Corone anteriori	X	X	X
Corone posteriori	-	X	X
Ponti - 3 elementi anteriori	-	X	X
Ponti ≥ 3 elementi anteriori e posteriori	-	-	X

## CEMENTAZIONE

Il sistema di cementazione dei restauri metal-free varia in base al tipo di materiale e rappresenta assieme alla preparazione una fase clinica fondamentale, soprattutto per le ceramiche termopressate. I restauri in ceramica feldspatica e termo-pressata vetrosa necessitano di una tecnica adesiva che rimane comunque consigliata anche per quelle in disilicato di litio.

Infatti l'utilizzo di cementi resinosi e di una procedura che includa l'adesione dentinale migliora non solo la ritenzione ma anche la durata a lungo termine dei restauri in ceramica integrale.(10) I restauri in ceramica feldspatica, termopressata vetrosa e in disilicato di litio vanno mordenzati con acido fluoridrico secondo le indicazioni della casa e successivamente silanizzati. Il silano aumenta la ritenzione formando un legame covalente tra la superficie della ceramica e il cemento resinoso (11-12). In parallelo si effettua la procedura di adesione smalto-dentinale sulla superficie dentale che include il trattamento con acido ortofosforico, l'applicazione di un primer e di un adesivo. Infine si utilizza un cemento resinoso. I cementi resinosi rappresentano comunque la scelta ideale per ogni tipo di restauro metal-free per la loro capacità di aderire a diversi substrati, per l'insolubilità nell'ambiente orale, l'elevata resistenza alla compressione e per la possibilità di avere tinte simili al dente. ( 13-14)

Il cemento resinoso duale copre la maggior parte delle indicazioni per i restauri metalfree.

L'utilizzo di cementi fotoindurenti è adatto alla cementazione dei restauri con elevata trasparenza. I cementi autoindurenti sono adatti a restauri che non lasciano passare la luce come lo zirconio, si consiglia l'utilizzo sullo zirconio di un primer che contenga il monomero MDP.

# CONCLUSIONI

Prendendo in considerazione i concetti precedentemente espressi sulle indicazioni, le implicazioni cliniche, possono essere definite le seguenti conclusioni:

- Le faccette e le corone totali per la sostituzione dello smalto possono essere realizzate sia con le ceramiche feldspatiche che con quelle termopresse vetrose. L'utilizzo delle ceramiche termopresse vetrose può risultare comunque più semplice e pratico.
- Le corone singole anteriori, dove la scarsa sostanza dentale residua rende necessario un core di supporto per il materiale ceramico, possono essere preferenzialmente create impiegando un core in disilicato di litio in presenza di un dente non discromico. Un core in zirconio dovrà invece essere scelto nel trattamento di elementi non vitali discromici per la sua capacità opacizzante.
- Le corone singole posteriori possono essere realizzate sia utilizzando un core in disilicato di litio che in zirconio. Il disilicato rappresenta la prima scelta dove una tecnica di cementazione adesiva può compensare l'eventuale scarsa ritenzione del moncone; il core in zirconio è invece la scelta ideale su denti discromici o in presenza di perni intracanalari metallici che non possono essere rimossi.
- Le protesi parziali fisse sono preferenzialmente realizzate utilizzando una struttura in zirconio. Gli elementi intermedi dovrebbero essere due al massimo. In casi con più di due elementi di ponte intermedi bisognerebbe considerare la terapia implantare.
- Le situazioni cliniche in cui era indicato l'utilizzo dell'allumina possono oggi essere trattati impiegando dei cores in zirconio.