

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE



Le protesi in ceramica integrale oggi combinano un'elevata resistenza meccanica della struttura a grandi qualità estetiche e biologiche. Le aspettative dei pazienti non si riferiscono solamente alla soluzione clinica del caso, ma anche e soprattutto alle caratteristiche di esteticità della protesi durevole nel tempo e alla biocompatibilità dei materiali impiegati.

Parole chiave: Ceramica integrale, Biocompatibilità, Zirconia, Disilicato di litio, Stratificazione, Estetica, Resistenza meccanica alla flessione, Trasparenza.

ceraMotion® Zr per zirconia e disilicato di litio: dal laboratorio di ricerca allo studio dentistico

François Lelièvre

Fin dalla loro introduzione negli anni '60, le ceramiche dentali si sono evolute da un uso puramente estetico nella metallo-ceramica, a un utilizzo come materiale da struttura al posto delle leghe metalliche. I cosiddetti sistemi di "ceramica integrale" negli ultimi anni hanno rappresentato un notevole progresso tecnico grazie alla ricerca nell'ambito della scienza dei materiali e dello sviluppo tecnologico¹.

Tali cambiamenti hanno portato a una triplice rivoluzione:

- il miglioramento continuo delle caratteristiche chimico-fisiche ed estetiche di queste nuove ceramiche;
- la sostituzione progressiva della metallo-ceramica come materiale di riferimento per le strutture;
- l'aumento nell'uso delle tecnologie digitali che ha rivoluzionato il modo di progettare e produrre le protesi.

Un cambiamento che è già rivoluzione

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

A questo si aggiunge un importante lavoro nello sviluppo di travate su impianti per la fabbricazione di ponti molto estesi o combinando, a volte, le tecniche alle proprietà dei materiali lavorati nel settore dentale.

I vantaggi del concetto di ceramica integrale

Le protesi in ceramica integrale oggi combinano un'elevata resistenza meccanica della struttura a grandi qualità estetiche e biologiche. Le aspettative dei pazienti non si riferiscono solamente alla soluzione clinica del caso, ma anche e soprattutto alle caratteristiche di esteticità della protesi durevole nel tempo e alla biocompatibilità dei materiali impiegati. Chimicamente inerti, queste protesi in "ceramica integrale" non interferiscono con altri materiali presenti nel cavo orale ed eludono il fenomeno del bimetallismo. Non generano, inoltre, colorazioni dovute a processi di corrosione. Come a volte accade con le protesi metalliche, non si creano scuri bordi poco estetici a livello cervicale, visibili per fenomeni di recessione gengivale o di perdita della luminosità per l'oscuramento dei tessuti. Infine, l'assenza di interferenze negli esami radiografici o nelle scansioni, facilita l'impiego delle tecniche per l'imaging medicale.

Molte sono, quindi, le argomentazioni a favore delle protesi in ceramica integrale, sia a favore dell'odontoiatra che dell'odontotecnico o del paziente. Lo studio dentistico è così in grado di offrire al paziente un concetto terapeutico duraturo nel tempo, con vantaggi sia a livello estetico che di biocompatibilità. Il laboratorio, dal suo canto, ha la possibilità di ampliare la propria offerta commerciale e sviluppare nuove competenze, a vantaggio della competitività. Il paziente sensibile ad argomenti come l'estetica e la biocompatibilità, potrà facilmente ritrovare il sorriso con una protesi sempre più invisibile.

Di quale materiale da struttura abbiamo bisogno?

Con l'avvento dei sistemi di ceramica integrale alla fine degli anni '80, diversi materiali ceramici per la realizzazione delle strutture dentali hanno suscitato l'interesse degli addetti ai lavori. Dall'esperienza clinica, oggi si sono distinti due materiali che soddisfano sia i requisiti di resistenza meccanica che quelli estetici: il disilicato di litio e l'ossido di zirconio^{2,6}. Mentre il primo viene utilizzato principalmente per le ricostruzioni combinate o per piccoli ponti nella regione anteriore, il secondo è diventato essenziale per la realizzazione di grandi ponti in "ceramica integrale" su impianti.

Nonostante la loro differente composizione chimica (uno è una vetro-ceramica, l'altro una ceramica cristallina) nonché proprietà fisico-chimiche⁷, il loro vicino coefficiente di espansione termica ne permette il rivestimento con il medesimo materiale estetico, sviluppato per entrambe le applicazioni (Tab. 1).

Tabella 1 Comparazione delle proprietà fisico-chimiche di disilicato di litio e di zirconia.

Tipo	Coefficiente di espansione termica 10-6° C-1 (25-500° C)	Resistenza meccanica alla flessione	K1c (MPa √m)	Modulo di Young (GPa)	Solubilità chimica (µg/cm²)	Temperatura di sintesi (°C)
Disilicato di Litio	10,3-10,5	290-400	1	90-110	10-50	930
ZrO ₂	10,4-10,6	1000-1400	7-10	200-210	< 20	> 1350

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

Una volta scelto il materiale da struttura, di quale materiale estetico abbiamo oggi bisogno? A questa domanda possiamo dare tre risposte:

- una ceramica di elevato valore estetico che permetta di soddisfare anche i pazienti più esigenti;
- un concetto di ceramica semplice che consenta di assicurare al laboratorio una buona redditività;
- un materiale affidabile che garantisca un risultato di successo nel tempo.

La ceraMotion® Zr è stata sviluppata per avere un coefficiente di espansione compatibile sia con la zirconia che con il disilicato di litio. Può essere usata sia con la tradizionale tecnica di stratificazione, che con la tecnica "cut back" o di pittura superficiale con gli Stain. In questo modo, nell'ambito dello stesso trattamento clinico, si potranno combinare restauri di denti singoli in disilicato di litio con ponti posteriori in zirconia, meccanicamente molto resistenti. L'uso di un unico materiale ceramico su questi due tipi di strutture garantirà, inoltre, il medesimo effetto estetico.

La tecnica di pressatura sulla zirconia (ceraMotion® PZr) è un'alternativa interessante; la finitura può essere realizzata sia con tecnica di stratificazione convenzionale o semplicemente con la pittura superficiale.

L'importanza di un materiale estetico

La messa a punto di una nuova ceramica dentale è un processo iterativo complesso che richiede grande competenza da parte di un team multidisciplinare (ingegneri in scienza dei materiali, chimici, odontotecnici e odontoiatri). Trascrivere le osservazioni visive ricevute dai denti naturali in una composizione di materiali ceramici aventi determinate proprietà fisiche, chimiche ed estetiche, comporta un notevole lavoro di corrispondenza delle proprietà dei materiali ceramici con i più elevati standard dentali.

Nello sviluppo di questa nuova ceramica, il livello delle richieste imposto dal disciplinare ha fatto obbligatoriamente optare per una ceramica sintetica che superasse la variabilità di materie prime come il feldspato minerale. L'opzione di un vetro sintetico di nuova generazione utilizzando ossidi di ceramica di elevata purezza, scatuisce da una significativa ricerca volta all'ottimizzazione di vari parametri d'elaborazione: lo studio termodinamico di separazione di fase nella fusione del vetro, il ruolo del tasso di tempra, l'influenza dei fondenti sulla resistenza alla deformazione, il comportamento allo scioglimento degli opacizzanti, eccetera. Il vetro è, per sua natura, un materiale non cristallino caratterizzato da un fenomeno di transizione vetrosa⁸. È, quindi in realtà, un solido non cristallino. Dopo la fusione a 1500° C di una decina di componenti (silice, allumina idrata, carbonato di calcio, carbonato di potassio, carbonato di sodio, ossido borico, carbonato di bario, fluoruro di calcio, ecc.) il vetro di base della ceraMotion® Zr subisce un raffreddamento molto rapido (tempra nell'acqua) che ne impedisce la cristallizzazione e irrigidisce il liquido in forma di solido vetroso. L'opacità viene controllata con l'aggiunta di opacizzanti di tipo ZrO₂ o TiO₂. L'assenza di feldspato nella composizione iniziale, evita tutte le problematiche legate all'instabilità delle materie prime per garantire una qualità costante tra un lotto e l'altro. Non vi sono, inoltre, cambiamenti nelle proprietà della ceramica, anche dopo numerose cotture.

Un vetro sintetico

Un comportamento dilatometrico ottimizzato

Con le ceramiche che hanno una resistenza alla compressione molto superiore rispetto alla resistenza a trazione, è necessario scegliere con grande precisione i coefficienti di espansione dei diversi strati di materiale in modo da mettere leggermente in compressione la ceramica estetica durante il raffreddamento.

Osservando le curve dilatometriche, si ricavano utili informazioni sul comportamento di cottura della ceramica. La pendenza della curva corrisponde al coefficiente di espansione termico del materiale. Il coefficiente della ceraMotion® Zr ($9,2 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, 25 - 500° C per dentina) è stato ottimizzato in modo da essere leggermente più basso del coefficiente di zirconia e di disilicato di litio ($10,5 \pm 0,2 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, 25 - 500° C) (Fig. 1).

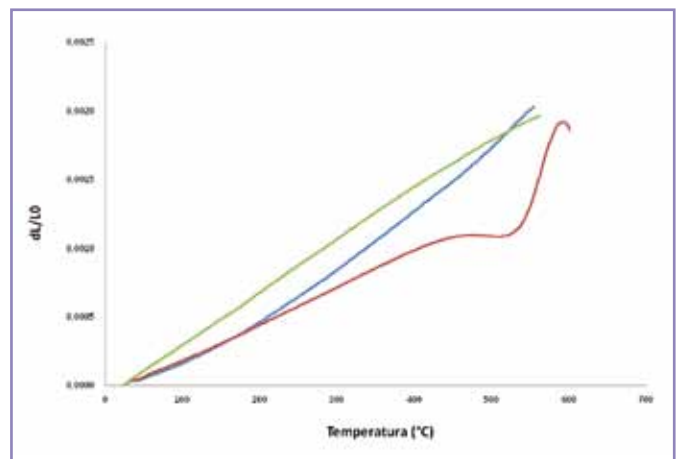
La temperatura di transizione vetrosa (T_g) corrisponde alla temperatura alla quale la curva di espansione segna il passaggio a vetro del liquido sottoraffreddato. Questa temperatura dipende dalla composizione chimica e dalla microstruttura del materiale (530° C per la dentina ceraMotion® Zr) che agisce anche, seppur in misura minore, in funzione delle condizioni di raffreddamento. La T_g tende verso l'alto se il raffreddamento è rapido mentre tende verso il basso se il raffreddamento è lento. Si può così meglio comprendere il valore dell'accurata verifica di ogni parametro di sviluppo del vetro al fine di controllare non solo i coefficienti di espansione della ceramica, ma anche la viscosità della ceramica con l'aumentare della temperatura. Tale viscosità è nota con il nome di piroplasticità.

Piroplasticità, bagnabilità e qualità della superficie

La piroplasticità deve essere completamente controllata per evitare la deformazione dei punti di contatto della protesi durante le diverse cotture. La ceramica deve, comunque, mantenere la capacità di essere lucidata naturalmente. Per questo motivo, la composizione chimica delle fritte di vetro e, in particolare, il loro contenuto di fondente (K_2O , Na_2O) giocano un ruolo importante. In questo caso è stata adattata in modo da consentire una buona bagnabilità delle strutture da parte della ceramica di rivestimento estetico, pur mantenendo un ottimo comportamento piroplastico durante le cotture (Fig. 2).

Una protesi in ceramica non deve (o solo in parte) alterare i denti antagonisti. I fenomeni di abrasione dello smalto naturale ad opera della ceramica possono rappresentare una

Fig. 1 Comparazione tra le curve dilatometriche di zirconia, di disilicato di litio e di ceraMotion® Zr. La temperatura di transizione vetrosa (T_g) corrisponde alla temperatura alla quale la curva di espansione segna il passaggio a vetro del liquido sottoraffreddato. Questa temperatura dipende dalla composizione chimica e dalla microstruttura del materiale (530° C per la dentina ceraMotion® Zr) che agisce anche, seppur in misura minore, in funzione delle condizioni di raffreddamento. La T_g tende verso l'alto se il raffreddamento è rapido mentre tende verso il basso se il raffreddamento è lento. Si può così meglio comprendere il valore dell'accurata verifica di ogni parametro di sviluppo del vetro al fine di controllare non solo i coefficienti di espansione della ceramica, ma anche la viscosità della ceramica con l'aumentare della temperatura. Tale viscosità è nota con il nome di piroplasticità.



MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE



Fig. 2 Barretta di ceraMotion® Zr (in alto) dopo 8 cotture comparata a una barretta di una ceramica feldspatica tradizionale.



Fig. 3 Sensore di registrazione della topografia superficiale di una corona in ceramica.

fonte di problemi clinici, come il cambiamento dell'occlusione verticale o l'aumento della sensibilità al variare della temperatura.

È, quindi, necessario caratterizzare la superficie del vetro al fine di limitare al massimo i difetti superficiali che possono aumentare l'abrasività della protesi. Questo parametro è particolarmente importante se il paziente ha la tendenza al bruxismo o presenta un'occlusione mal ripartita. La durezza media (530 HV), un tempo considerata il principale fattore, è uno dei parametri da prendere in considerazione nella scelta complessiva dei materiali. La qualità superficiale è uno dei fondamentali vantaggi di ceraMotion® Zr, ottenibile grazie all'eccellente microstruttura interna e alla densificazione complessiva del materiale. Il fatto che la superficie sia priva di porosità, permette di evitare la formazione della placca batterica o la presenza di difetti superficiali problematici per l'estetica e che potrebbero, fra l'altro, causare l'abrasione degli antagonisti.

La microscopia a scansione meccanica (MMB) ha permesso di caratterizzare la struttura superficiale⁹. Il controllo della topografia di superficie in micron è una tecnica relativamente recente. È ben lontano dall'essere soddisfatto ciò che gli odontotecnici chiamano "l'aspetto freddo" senza cercare di capire le conseguenze dirette o indirette della qualità superficiale sul comportamento futuro in vitro del materiale estetico. La rugosità superficiale è rilevata da un sensore meccanico (Fig. 3) che si sposta sul dente mediante motori funzionanti in modalità step-by-step, il tutto collegato a un'unità elettronica e a un sistema informatico di elaborazione dei dati.

Il risultato è un quadro tridimensionale che mette chiaramente in evidenza i difetti superficiali e permette di visualizzare facilmente il rendering finale delle ricostruzioni. La risoluzione di spostamento con incrementi di 1 µm consente di ottenere un livello molto importante di risoluzione. Oltre a impedire la deformazione dei bordi o delle cuspidi durante le successive cotture, solo una corretta fasatura del comportamento piroplastico della ceramica permette di mantenere una rugosità superficiale controllata per la cottura biscotto (Fig. 4), pur consentendo un'eccellente auto lucidatura (Fig. 5).

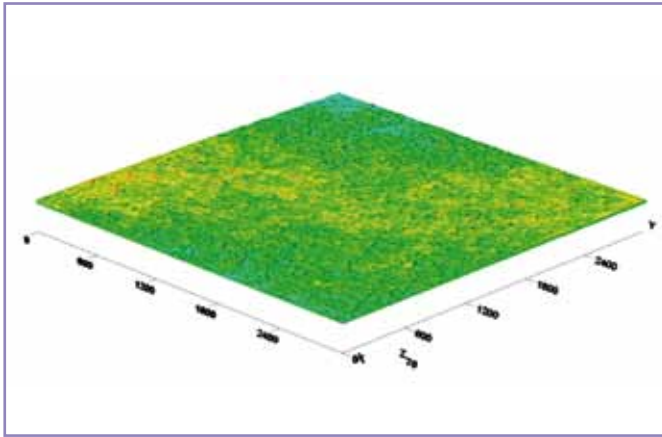


Fig. 4 Topografia della superficie dopo la cottura biscotto (in μm).

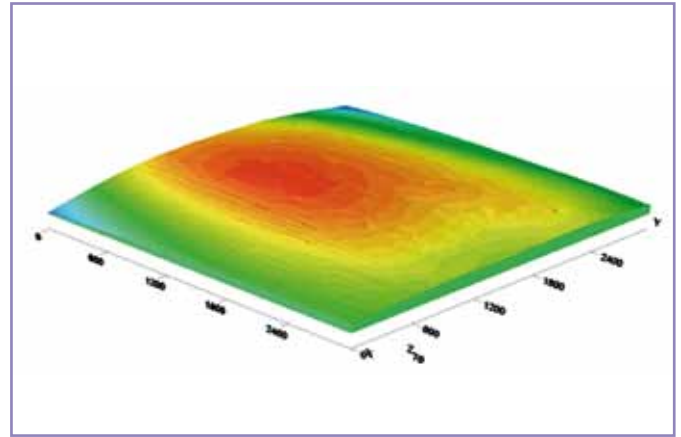


Fig. 5 Topografia della superficie dopo la lucidatura naturale (in μm).

La facilità di lucidatura naturale di questo materiale o l'utilizzo della gamma Touch Up (kit di ceramica a basso punto di fusione da utilizzare per allungamenti), contribuiscono ad ottenere una superficie liscia. Limitare i difetti superficiali concorre anche ad evitare i fenomeni di frattura o di chipping degli elementi protesici osservati dopo la ripetizione costante degli stress sulla riabilitazione. Nonostante la sua alta densità, la *ceraMotion® Zr* rimane un materiale facilmente rifinibile e lucidabile. La ceramizzazione della zirconia o del disilicato di litio con una ceramica estetica presuppone la perfetta adesione dei materiali tra loro in modo da rendere il "sandwich" perfetto. Questa nuova ceramica estetica è stata sviluppata per ricoprire l'armatura in modo ottimale con una composizione di vetro a bassa fusione che permetta una distribuzione intima del materiale su tutta la superficie in ossido di zirconio. Sulla struttura in zirconia, la temperatura di cottura deve comunque essere aumentata di circa 30°C durante la cottura di prima adesione al fine di permettere l'omogeneizzazione della temperatura allo strato di interfaccia zirconia/ceramica estetica. Tale fenomeno è particolarmente importante per gli elementi intermedi, dove l'assorbimento di calore da parte della struttura è particolarmente importante. La zirconia ha, infatti, una bassissima conducibilità termica, pari a circa $3\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ (contro i 300 dell'oro!). Nel caso del disilicato di litio, un aumento di 10°C è sufficiente in quanto questo materiale possiede un minore assorbimento di calore. Le cotture seguenti vengono poi realizzate alla normale temperatura di cottura seguendo le istruzioni del materiale estetico.

Proprietà meccaniche Una protesi in ceramica integrale è un "sandwich" di materiale che possiede una resistenza meccanica complessiva risultante dalla somma delle proprietà del materiale da struttura con quelle del materiale estetico. Sono stati effettuati molti test volti a riprodurre lo stress in bocca a carico di restauri dentali (ripetuti carichi durante la masticazione, movimenti eccentrici, rapide variazioni termiche in un ambiente umido, vari tipi di shock). La resistenza meccanica viene valutata utilizzando lo standard internazionale di prova

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

della flessione a 3 punti (ISO 6872)¹⁰⁻¹². Questo test prevede di sottoporre a una forza F un campione di dimensioni definite fino a sua completa rottura. La figura 6 mostra i valori misurati per i diversi prodotti della gamma ceraMotion® Zr, valori più che doppi rispetto a quelli imposti dalla normativa internazionale. Rispetto a una protesi in metallo-ceramica, su protesi in ceramica integrale è stata osservata una migliore adesione tra materiale della struttura e rivestimento estetico dell'interfaccia ceramica. Esiste uno standard internazionale, conosciuto con il nome di prova Schwickerat (norma ISO 9693)¹³, impiegato per misurare l'adesione della ceramica su un substrato in zirconia. Il test consiste nel sottoporre un provino, rivestito per il suo terzo centrale di ceramica estetica, ad una forza di flessione (Fig. 7). La natura dei materiali coinvolti, la bagnabilità uno con l'altro e la ruvidità superficiale sono tutti parametri che possono influenzare l'esito del test. La buona bagnabilità della ceramica sul substrato di zirconia permette di mantenere dei valori praticamente dieci volte superiori ai valori della norma internazionale, indipendentemente dalle condizioni di sabbiatura o di preparazione dell'armatura (Fig. 8).

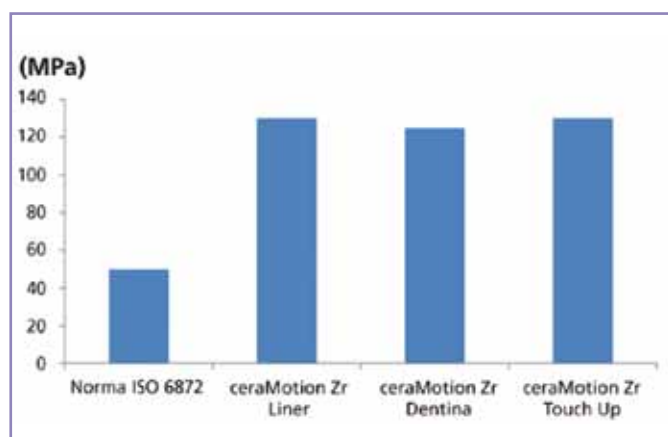


Fig. 6 Resistenza meccanica alla flessione secondo la norma ISO 6872.

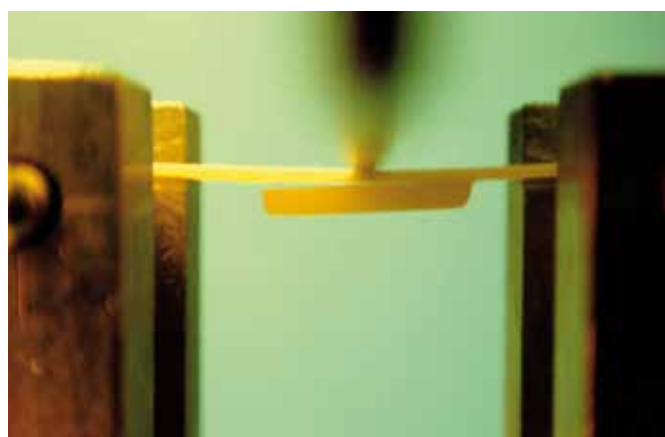


Fig. 7 Test di adesione secondo la norma ISO 9693.

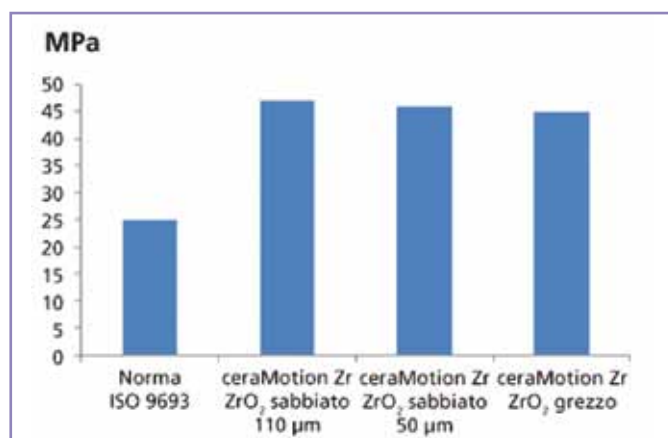


Fig. 8 Test di adesione in funzione delle differenti condizioni di preparazione della struttura.



Fig. 9 Ponti rivestiti in ceramica (a sinistra) e non rivestiti (a destra) utilizzati per ottimizzare il comportamento agli shock termici.

Rispetto a un materiale metallico, termicamente una ceramica è quasi inerte. Ciò rappresenta un vantaggio perché consente di isolare il complesso pulpo-dentinale e i materiali di fissaggio dalle variazioni di temperatura. Il coefficiente di diffusione termica di una ceramica è molto inferiore rispetto a quello del metallo e, quindi, la ceramica è il materiale ideale per la copertura di dentina ancora sana. Ciò non impedisce che la protesi, come i denti naturali, possa essere soggetta a significative variazioni di temperatura, come ad esempio durante l'assunzione di cibi come gelato o caffè e la conseguente variazione di diverse decine di gradi può eventualmente indebolire il restauro.

Al fine di simulare i possibili shock termici, sono stati effettuati differenti test. Tali test sono attualmente oggetto di discussione a livello internazionale per essere considerati standard di riferimento. Durante la fase di sviluppo, sono stati utilizzati due tipi di test per definire quali siano le caratteristiche più adatte delle ceramiche per un buon comportamento agli shock termici e per evitare fenomeni di chipping. Il test di "cicli termici" consiste nel sottoporre tre elementi di ponti (Fig. 9) a shock termici immergendoli in un bagno di acqua ghiacciata e successivamente in uno di acqua bollente. Il test di resistenza per incremento di temperatura consiste, invece, nel preriscaldare il ponte in un forno e poi raffreddarlo brutalmente in acqua ghiacciata (la temperatura di preriscaldamento viene aumentata gradualmente da 80 a 165° C con velocità di salita di 15° C). Considerata l'attuale assenza di standard specifici, per l'ottimizzazione dei materiali si è dovuto ricorrere a test comparativi con prodotti concorrenti.

Inerzia chimica e biocompatibilità

Le composizioni del vetro sono state sviluppate per minimizzare la solubilità chimica, nel tempo, della ceramica al fine di evitare qualsiasi fenomeno d'infiltrazione dell'interfaccia di ceramica integrale. Non vi è, quindi, alcun fenomeno di degradazione superficiale del materiale che possa infragilire l'interfaccia ceramica estetica/materiale da struttura o causare il deterioramento della superficie esterna della protesi.

Il controllo della stabilità all'attacco chimico è stato realizzato con il test di solubilità chimica,

descritta nella norma internazionale ISO 6872. L'utilizzo di una soluzione a base di acido acetico, permette di simulare la rapida degradazione della ceramica in bocca. La perdita di peso osservata dopo l'attacco chimico deve essere inferiore a 100 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. I valori sotto riportati si riferiscono agli strati di ceramica testati e si trovano ben al di sotto della soglia (Fig. 10).

Le ceramiche utilizzate per le protesi dentali sono materiali più stabili rispetto ai metalli e alle resine. Non mostrano fenomeni di degradazione dovuti alla corrosione e la loro stabilità chimica permette quindi di limitare drasticamente le reazioni con l'organismo.

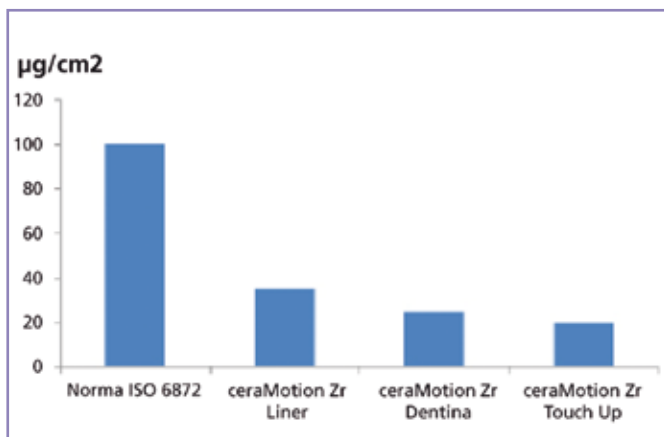


Fig. 10 Misurazione secondo la norma ISO 6872 della solubilità chimica di differenti masse.

Si tratta, in altre parole, di materiale bioinerte. Le reazioni gengivali registrate su ponti in ceramica sono generalmente inferiori rispetto a quelle osservate su protesi in metallo-ceramica. La biocompatibilità è stata verificata tramite il test della norma internazionale ISO

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE



Fig. 11 Coltura cellulare per test di citotossicità.

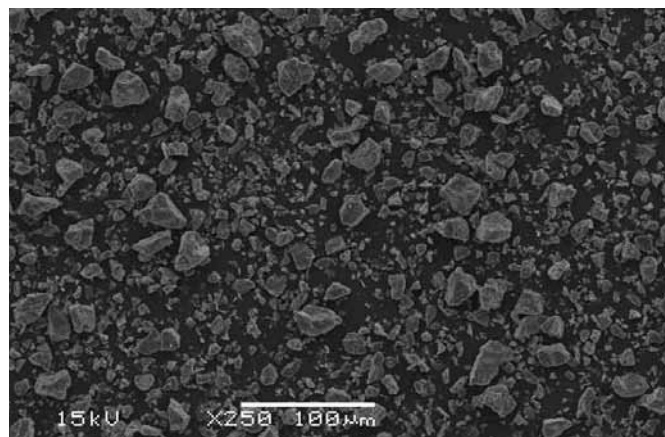


Fig. 12 polvere di vetro utilizzata per la fabbricazione della ceraMotion® Zr e ottenuta con la tecnica della macinazione a getto d'aria.

10993-5¹⁴ che ha escluso la citotossicità del materiale. L'inerzia chimica e la totale biocompatibilità del materiale ceramico consentono, quindi, di eliminare ogni reazione di rigetto dovuta a fenomeni allergici o di degradazione dei tessuti.

La facilità di lavorazione è un fattore chiave nella scelta di una ceramica estetica perché, se oggi il materiale da struttura può essere macchinato, la stratificazione della parte estetica rimane un'operazione manuale. La lavorazione della ceramica può essere ottimizzata con una scelta giudiziosa della granulometria delle polveri e della natura dei liquidi di modellazione utilizzati. La polvere di dentina presenta un diametro medio di 26µm associato a una superficie specifica di circa 0,7m²/g. Per ottimizzare la densificazione delle materie prime, è necessario miscelare le granulometrie (Fig. 12) in modo da favorire l'ottimale sovrapposizione dei grani.

La natura del liquido influenza anche la viscosità della pasta. A parità di viscosità, due liquidi possono avere un diverso potere disperdente a causa di un differente potenziale elettrocinetico della loro superficie. Il potenziale zeta (carica elettrica di superficie) è direttamente dipendente dalla natura della superficie delle particelle. I liquidi di modellazione utilizzati sono, per la maggior parte del tempo, dei polielettroliti che contribuiscono a modificare il comportamento elettrocinetico della superficie della polvere. Essi possono coinvolgere diversi componenti: disperdenti, acqua, alcool eccetera.

Lavorabilità

Nel corso del tempo, la domanda si è sempre più spostata da una protesi rispondente a mere esigenze cliniche (degrado orale, perdita di un dente naturale, incidente), a un nuovo mercato basato quasi esclusivamente su criteri estetici. Le aspettative del paziente vengono, quindi, spesso sorrette da un semplice concetto d'immagine. Di fronte a tale esigenza, è quindi necessario un importante lavoro di messa a punto del colore con analisi spettrofotometrica e conseguente formulazione informatica.

Un sorriso naturale

I colori sono stati sviluppati utilizzando una specifica tecnica di fabbricazione nota con il nome di termopigmentazione. Questo metodo consiste nel mescolare completamente le fritte di base trasparente con pigmenti minerali colorati, sottoponendo il tutto a un trattamento termico di cottura a circa 1000° C per dieci ore. Il risultato è una miscela intima di fritte con grani di polvere minerale colorata per ottenere un materiale di massa uniforme, colorato a sua volta. In ambito clinico è stato possibile osservare una maggiore vitalità nelle ricostruzioni dentali. Il fatto di realizzare il trattamento termico a 1000° C assicura un'elevata stabilità cromatica per un maggior numero di cotture successive eseguite a 750° C nei forni da laboratorio odontotecnico.

La gamma di masse proposte offre una vasta disponibilità di trasparenti e di colori per un buon restauro sia di denti senza discromie, sia di quelli con discromie radicolari o dei falsi monconi ricostruiti. La coerenza cromatica tra le diverse masse (opaco, dentina base, dentina, smalto) permette di ottenere, in poco spessore, un effetto di profondità. In tal modo è possibile conservare la struttura del dente con preparazioni minimamente invasive. Il colore di dentina e dentina base è stato sviluppato in modo da avere una perfetta coerenza tra le coordinate di tricromaticità dei due gruppi di polveri.

I colori vengono controllati mediante spettrofotometria nel sistema convenzionale $L^* a^* b^*$. Le figure 13, 14 e 15 mostrano la coerenza dei valori cromatici $L^* a^* b^*$ fra dentina e dentina base nonché i valori di luminosità. L'evoluzione della luminosità (L) e i due parametri che caratterizzano il colore (a, b) sono simili tra dentina e dentina base. Dal bordo incisale al centro, un dente naturale presenta molte differenti aree di trasparenza (Fig. 16); da qui la necessità di dover sviluppare una gamma di materiali con trasparenze variabili, ad es. circa il 32% per l'incisale neutro e circa il 90% per la dentina base. Questa opacità viene misurata con uno spettrofotometro e corrisponde al rapporto tra l'intensità della luce riflessa e l'intensità della luce riflessa e trasmessa.

Esiste, quindi, una gamma di smalti con specifiche caratteristiche di trasparenza, colore o opalescenza (Fig. 17). Grazie al controllo del fenomeno di assorbimento e rifrazione

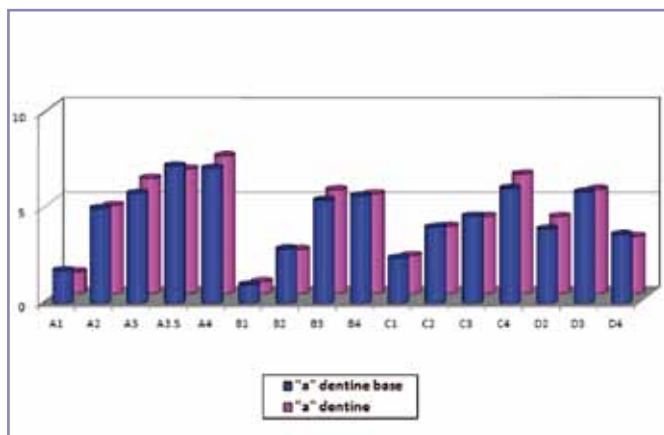


Fig. 13 Coerenza del colore (parametro "a") di dentine base e dentine.

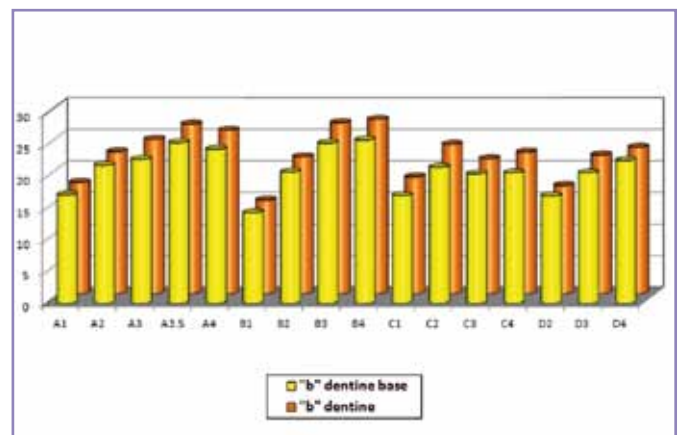


Fig. 14 Coerenza del colore (parametro "b") di dentine base e dentine.

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

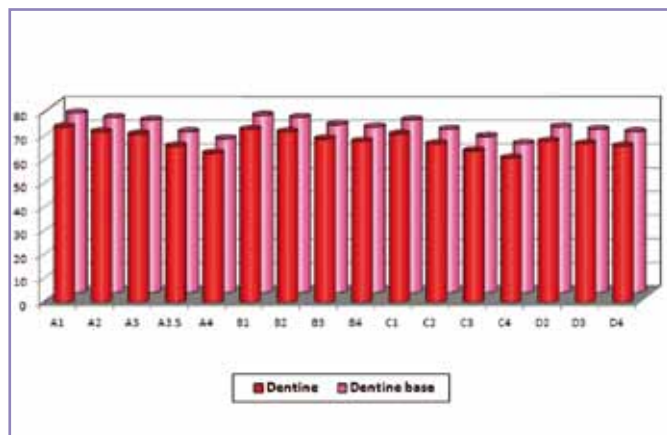


Fig. 15 Coerenza della luminosità di dentine base e dentine.

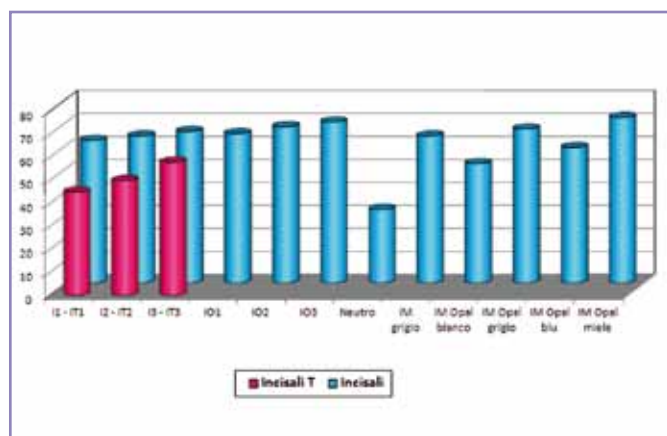


Fig. 17 Comparazione dell'opacità dei differenti incisali.



Fig. 16 Esempio di trasparenza di un dente naturale.

della luce nell'ambito della composizione del vetro, la transizione tra il bordo del restauro e il corpo del dente naturale diventa invisibile.

Il Chroma Concept è un kit addizionale che aumenta le possibilità tecniche del materiale rendendo facilmente realizzabili un'infinità di colori complementari. Questo insieme di masse, create da un gruppo sperimentale di odontotecnici europei, permette di incrementare notevolmente la gamma cromatica della ceramica oltre i limiti delle scale colori convenzionali. La nuova copertura cromatica è stata principalmente sviluppata nelle tonalità del rosso nonché in quelle del bianco. Queste dentine cromatiche presentano la medesima opacità delle dentine normali e possono essere utilizzate pure o miscelate ad altre dentine. La gamma colori riproducibile è praticamente illimitata. È così possibile riprodurre tutte le sfumature delle masse standard e dei bleach di altre scale colori come Vita 3D master® o Ivoclar Chromascop®. Presente nei denti naturali, l'opalescenza è probabilmente una delle più complesse caratteristiche da riprodurre perché si presenta quando la luce reagisce con particelle più piccole o uguali alla lunghezza d'onda della luce stessa. Per ricrearla, sono state prodotte specifiche fritte di vetro a fase dispersa (Fig. 18).

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

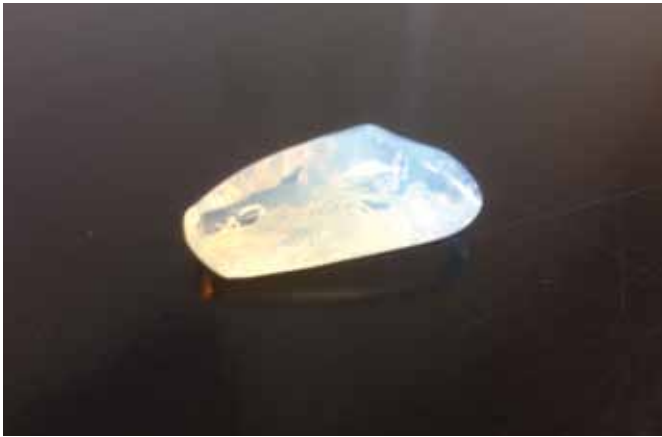


Fig. 18 Fritta opalescente sviluppata dalla Dentaureum Ceramics.

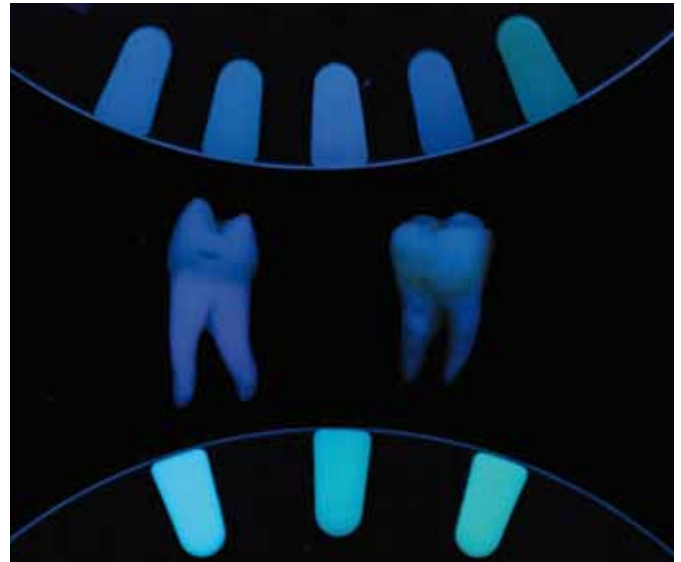
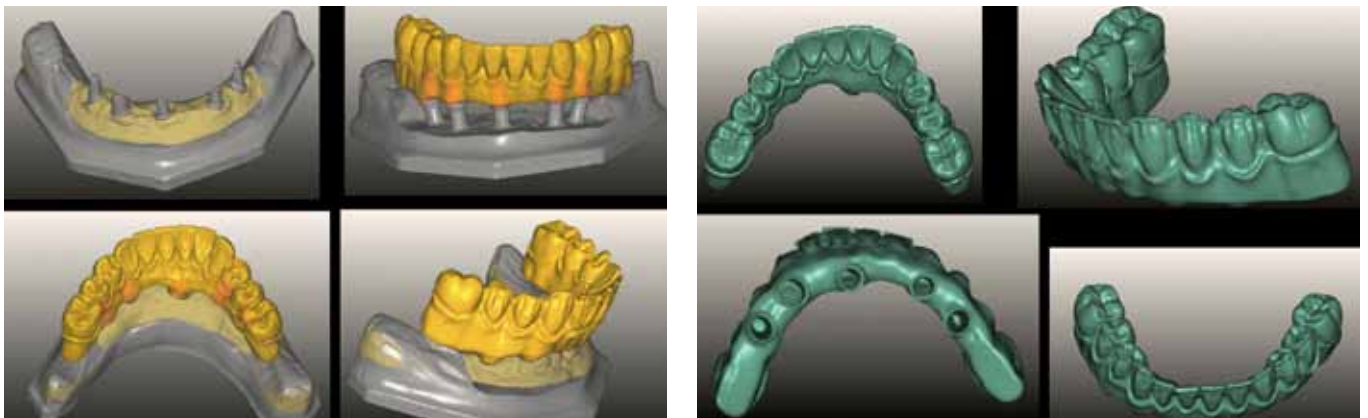


Fig. 19 Comparazione della fluorescenza di modificatori fluo di dentina (in basso), masse convenzionali (in alto) e denti naturali.



Figg. 20a,b Realizzazione manuale delle cere seguita da scansione.

La fluorescenza è un'altra proprietà naturale dei denti che si dovrebbe cercare di imitare¹⁵. Si caratterizza per l'emissione di luce visibile nello spettro della luce ultravioletta. La fluorescenza è ottenuta aggiungendo, nella polvere di vetro, pigmenti specifici in quantità molto piccola (spesso meno dell'1%). Durante la fase di sviluppo, gli ingegneri della Dentaureum Ceramics hanno testato diversi tipi di fluorescenza per arrivare a creare i modificatori fluo di dentina e regolare il livello di fluorescenza delle masse convenzionali. Dopo una lunga osservazione di svariati denti naturali di età differente, il team di sviluppo ha concentrato la sua scelta su una gamma di fluorescenze per imitare i gradienti osservati nei denti vitali (Fig. 19). Il caso clinico qui riportato, illustra le qualità estetiche della ceraMotion Zr, nell'ambito della crescente domanda di ponti estesi implanto-supportati realizzati con tecnologia CAD/CAM. Il lavoro protesico è stato realizzato dall'odontotecnico Germano Rossi di Alba Adriatica (TE). Si tratta di un full arch su impianti tiologic® (Dentaureum Implants) in un paziente di 50 anni del Dr. Enzo De Santis, specialista in implantologia a Roseto degli Abruzzi (TE) (Figg. 20a,b).

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

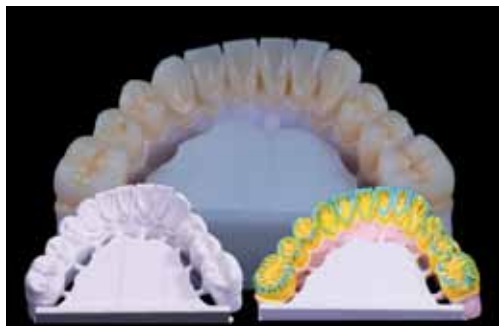


Fig. 21 A sinistra: zirconia pre-sinterizzata monolitica; a destra: zirconia dopo la pittura. In alto: il risultato dopo la sinterizzazione.



Fig. 22 Particolare della pittura con colori liquidi, tecnica impiegata sia per i denti che per le gengive.



Fig. 23 Settore anteriore del ponte in zirconia integrale dopo la sinterizzazione.



Fig. 24a,b Montaggio dello strato superficiale di dentina, smalto e masse gengivali.



La tecnica utilizzata prevede la pittura della zirconia pre-sinterizzata (Sagemax) con coloranti liquidi. Questa nuova tecnica permette la colorazione della massa zirconia pre-sinterizzata senza l'aggiunta di uno spessore in ceramica (Figg. 21-24a,b).

La trasparenza di queste nuove varietà di zirconia è simile a quella osservata per le vetro-ceramiche tipo disilicato di litio (Fig. 23).

L'evoluzione dei piani di trattamento protesico ha portato sempre più gli odontoiatri e gli odontotecnici allo sviluppo di protesi che riproducono non solo i denti, ma anche le gengive e in particolare nei casi di full arch su impianti con significativa perdita di tessuto molle. La naturale profondità delle masse, permette non solo di ricreare la tonalità delle gengive naturali, ma anche di dare al paziente l'illusione del volume perduto. Tale risultato è semplice da raggiungere grazie alla vastità della gamma che permette di riprodurre l'aspetto vascolare delle gengive, con strati di superficie più o meno liscia o lavorando i profili d'emergenza (Figg. 25, 26).



Fig. 25 Settore anteriore, colore B2 e B3 con applicazione di massa incisale T e d'incisale opalescente in strati molto sottili.



Fig. 26 Il ponte nel cavo orale.

Conclusioni Semplice sia nel concetto che nell'uso quotidiano, ceraMotion® Zr permette di realizzare, con la medesima qualità, restauri convenzionali di elementi singoli o di casi complessi come i full arch.

Oggi è possibile coprire diversi campi di applicazione con il medesimo materiale estetico: protesi fisse di uno o più elementi, protesi fisse implanto-supportate, protesi che interessano sia il settore anteriore che quello posteriore. La natura intrinseca della ceramica permette al ceramista di gestire con facilità colori e trasparenze in rapporto alle qualità ottiche e cromatiche del materiale utilizzato per la sottostante struttura, sia questo ossido di zirconio o disilicato di litio.

Se il successo finale del trattamento protesico con ricostruzione in ceramica integrale dipende dal rispetto delle regole per l'utilizzo di questo tipo di protesi (funzione oclusale equilibrata, assenza di forte bruxismo, conformità ai protocolli di realizzazione ecc.), la scelta di una ceramica tecnicamente ben concepita, risultato di molti anni di ricerca, è la migliore garanzia nel tempo di estetica e affidabilità della protesi.

Con questa nuova generazione di ceramiche, si sono ridotte al minimo le principali complicanze recentemente osservate in corone di ceramica integrale, come i fenomeni di rottura o chipping. Poiché l'odontotecnico ha scelto di lavorare indifferentemente con tecniche CAD/CAM, tecniche di stampaggio o di stratificazione convenzionale, poter utilizzare sempre lo stesso materiale estetico gli può assicurare il miglior risultato possibile.

Ringraziamenti Un particolare ringraziamento a Germano Rossi, al Dr. Enzo De Santis e al gruppo di ricerca della Dentaurum Ceramics per la fattiva collaborazione.

- Bibliografia**
1. Archien C, Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K. Tout sur le «Tout Ceramique». Association pour la Céramique Dentaire (ACD), 2008.
 2. Probst K, Reiss B, Wiedhahn K, Kern M, Helfer M, Fages M, Raynal J, Archien C. La Zircon: matériau d'avenir. Stratégie prothétique 2013;13:63-68.

MATERIALI

CERAMICA INTEGRALE

3. Pradines C. Infrastructures de bridges en zircone Y-TZP: de la conception aux applications. Thèse chir dent, Nancy 1:2010.
4. Tinschert e al. Fracture Resistance of FPDs Made with Different Core Ceramics, The International Journal of Prosthodontics, 2001;14,3:231.
5. K. Böning e al. Three year clinical assessment of conventionally cemented lithium disilicate ceramic crowns. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61,2006.
6. Esquivel-Upshaw JF e al. Four-year clinical performance of a lithium disilicate based core ceramic for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2008;21:155-160.
7. Perelmutter S, Duret F, Lelievre F, Lecardonnel A, Cheron R. La prothèse céramo-céramique par CFAO. Paris: Quintessence International 2009.
8. Fantozzi G, Niépce JC, Bonnefont G. Les céramiques industrielles. Propriétés, mise en forme et applications. Paris: Dunod 2013.
9. Wehbi D, Quiniou JF, Roques-Carmes C. Rôle de la rugosité des surfaces en science des matériaux Rev.Traitement Thermique 1988;222:63-73.
10. Norme NF EN ISO 6872 Art Dentaire - Produits céramiques.
11. Stawarczyk B, Sailer I, Zahno X, Trottmann A, Fischer J, Hämmerle C. Für den Erfolg entscheidend. Dental dialogue 9. Jahrgang 2008.
12. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle HF. Biegefestigkeit von Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid. Quintessenz Zahntech 2008;34(9):1138-1145.
13. Norme NF EN ISO 9693 Médecine bucco-dentaire - Essais de compatibilité.
14. NF EN ISO 10993-5 Essais concernant la cytotoxicité *in vitro*.
15. Lutskey I. et coll. Fluorescence de la substance dentaire dure et des matériaux d'obturation, Cosmetic dentistry 4, 2012.



François Lelièvre
Dottore in Scienza dei materiali
10 rue de Bel Air
49124 Le Plessis-Grammoire, Francia
E-mail: f.lelievre@dentaurum-ceramics.fr

Autori



Dentaurum Italia S.p.a.
Via degli Speciali, 142/144
Centergross - 40050 Fano (Bologna)
Tel. 051 862580
Fax: 051 863291
E-mail: info@dentaurum.it