



## Ricevuto il:

1 settembre 2010

## Accettato il:

15 marzo 2011

## Disponibile online:

12 maggio 2011

# L'ossido di zirconio a struttura tetragonale stabilizzato con ittrio per uso odontoiatrico: studio dell'interfaccia ceramica/zirconia

## Use of a tetragonal structure composed of yttrium-stabilized zirconium oxide in dentistry: a study of the ceramic-zirconia interface

L. Mora<sup>a,\*</sup>, S. Vittoni<sup>a</sup>, C. Passariello<sup>b</sup>, P. Gigola<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria, Cattedra di Protesi Fissa (Titolare dell'insegnamento Prof. Pierangelo Gigola; Direttore Prof. Corrado Paganelli), Università degli Studi di Brescia

<sup>b</sup> Dipartimento di Sanità Pubblica e Malattie Infettive (Direttore: Prof. Antonio Boccia), Università "Sapienza" di Roma

## Parole chiave:

Zirconia  
Y-TZP  
Ceramica  
Adesione  
Forze di attrito

## Key words:

Zirconia  
Y-TZP  
Ceramic  
Adhesion  
Friction forces

### Riassunto

**Obiettivi:** L'introduzione sul mercato odontoiatrico della zirconia Y-TZP ha aperto nuove frontiere per quanto riguarda l'estetica e la biocompatibilità dei materiali dentali. Dopo aver già analizzato in precedenza la capacità del materiale di resistere a carichi massimali (resistenza statica) e di sopportare applicazioni ripetute di carichi inferiori a quello di rottura (resistenza a fatica), in questa fase si è voluto verificare la capacità del materiale di aderire a un supporto ceramico (resistenza a taglio).

**Materiali e metodi:** Per arrivare a quantificare tale caratteristica, si è definito un nuovo protocollo di prova, da applicarsi a specifici provini cilindrici con rivestimento ceramico su base in zirconia. La ricerca è stata suddivisa in due fasi: la prima mirata a individuare le soluzioni realizzative in grado di garantire il miglior risultato in termini di aderenza, la seconda mirata invece a individuare i meccanismi meccanici e/o fisici responsabili dell'aderenza relativa zirconia/ceramica.

**Risultati:** La prima fase ha individuato come unico elemento in grado di influenzare l'aderenza finale la finitura meccanica superficiale della zirconia, mentre la seconda fase ha permesso di riconoscere come tale risultato sia essenzialmente

### Abstract

**Objective:** The introduction of yttrium-stabilized zirconia (Y-TZP) has opened new frontiers in the fields of dental-material esthetics and biocompatibility. In a previous report, we analyzed the capacity of Y-TZP to withstand maximum loading (static resistance) and the repeated application of loads lesser than those that provoke fracture (fatigue resistance). The aim of this study was to evaluate the adhesion between Y-TZP and its ceramic support (shear resistance).

**Materials and methods:** To assess this characteristic, we developed a new testing protocol to be used with specially designed cylindrical samples with ceramic covering on a zirconia base. The research was carried out in two phases: the aim of the first was to identify the approach that produced the best adhesion; the second phase aimed at identifying the mechanical and/or physical mechanisms responsible for the zirconia/ceramic adhesion.

**Results:** In the first phase, we found that the surface finish of the zirconia was the sole factor that influenced final adhesion. In the second phase, our findings showed that this adhesion is essentially due to micromechanical and physical interactions, which were not dependent on the contact pressure between the two materials

## \*Autore di riferimento:

luc.mora@libero.it

(L. Mora)

riconducibile a fenomeni di interazione micro-meccanica e fisica, ma in ogni caso indipendenti dall'eventuale pressione di contatto tra i due materiali e/o dalla geometria realizzativa del rivestimento ceramico.

**Conclusioni:** Complessivamente, la soluzione in grado di garantire il miglior risultato finale è quella che prevede una finitura per diamantatura della superficie della zirconia, ma anche in questo caso non si sono raggiunte le caratteristiche di aderenza offerte dalla tradizionale soluzione con base in lega aurea.

© 2011 Elsevier Srl. Tutti i diritti riservati.

or on the geometric characteristics of the ceramic covering.

**Conclusions:** On the whole, the best final result was obtained when the zirconia was subjected to surface finishing with a diamond rotary instrument, but even in this case adhesion was inferior to that achieved with a gold-alloy base.

© 2011 Elsevier Srl. All rights reserved.

## CLINICAL IMPLICATIONS

Il lavoro svolto mette in risalto il problema dell'adesione della ceramica di rivestimento con la zirconia verificando sperimentalmente quale procedura tecnica sia meglio utilizzare per ottenere un miglior risultato. Nella pratica clinica questo implica la possibilità di diminuire i fallimenti protesici per frattura del rivestimento ceramico su manufatti protesici in zirconia.

*This study highlights the problem of adhesion between the ceramic covering layer and the underlying zirconia structure. Experiments were conducted to identify the technical procedure that ensured maximal adhesion. In clinical practice, these findings should reduce the risk of prosthesis failure secondary to fracture of the ceramic layer covering the zirconia prosthesis.*

## Introduzione

Negli ultimi anni, i pazienti che necessitano di protesi sono diventati sempre più giovani. Il fatto che le ceramiche, essenzialmente costituite da metalli che si trovano al massimo stato ossidativo, siano materiali chimicamente inerti [1], rende meno tossica, rispetto ad altri biomateriali, l'inevitabile piccola quantità di frammenti che si generano a causa dell'usura. I restauri dentali sono soggetti a forze occlusali intermittenti. Funzionalmente i carichi, durante la masticazione, sono bassi e vanno da 2 a 150N [2-4]. Nei settori posteriori, tuttavia, la massima forza che l'apparato stomatognatico è in grado di generare varia fra 300 e 880N per il primo molare [5-7]. Il biossido di zirconio a struttura tetragonale stabilizzato con ittrio (zirconia Y-TZP)

è diventato sempre più popolare come materiale alternativo in ambito di ricostruzione dentale e non solo [8-11], grazie alle sue caratteristiche peculiari: estrema biocompatibilità, ottimo risultato estetico e interessanti proprietà meccaniche, come superiore durezza e resistenza alla frattura e agli insulti meccanici (*tolerance damage*) [10,12].

## Lo zirconio

Il nome "zirconio", metallo noto da tempo, deriva dal persiano "zar" (oro) e "gun" (colore), ma solo nel 1925 Van Arkel e de Boer riuscirono a ottenere il metallo puro. Elemento chimico con numero atomico 40 (*fig. 1*), è un metallo di transizione, anfotero e a struttura esagonale che si combina facilmente con ossigeno, azoto, carbonio, silicio, ma soprattutto

Fig. 1

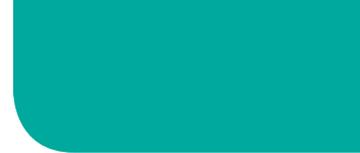
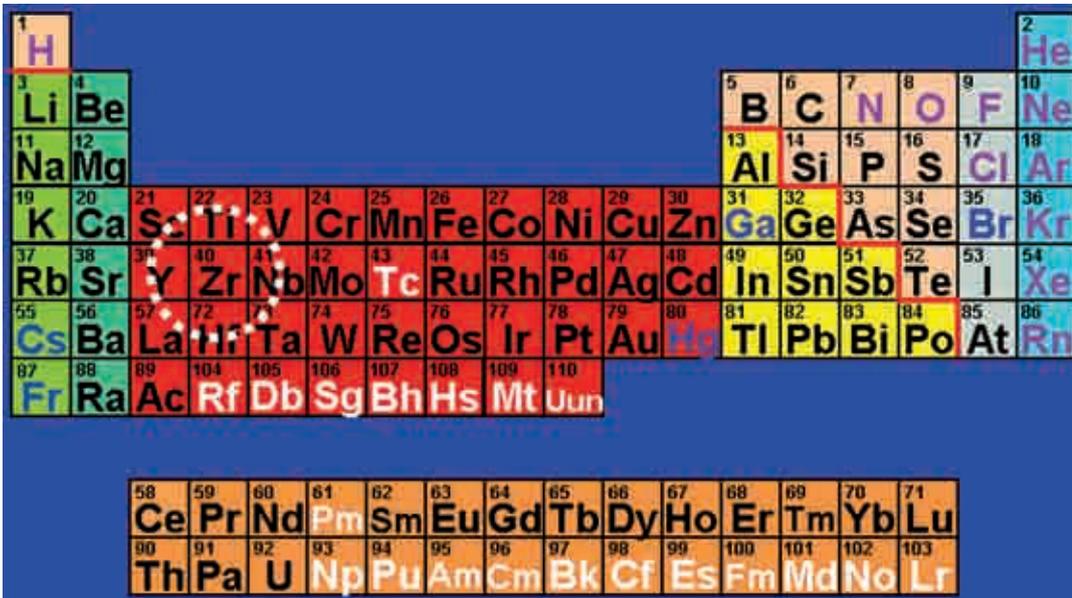


Fig. 1  
Tabella periodica degli elementi: lo zirconio ha numero atomico 40.

afnio, una sostanza radioattiva. L'aspetto è bianco-argenteo (fig. 2), ha una densità relativa di 6,5g/cm<sup>3</sup>, un punto di fusione pari a 1852 °C ed è abbondante nella crosta terrestre (162g/ton) (tabella I).

**Il biossido di zirconio: la zirconia**

La zirconia, biossido del metallo (ZrO<sub>2</sub>), fu scoperta nel 1789 dal chimico tedesco M.H. Klaproth e fu usata per molto tempo come pigmento per le ceramiche. Il vero inizio delle ceramiche a base di zirconia va tuttavia ricercato a metà degli anni '80, nella fabbricazione di protesi oculari in grado di superare i limiti meccanici delle ceramiche a base di allumina [8]. Polvere bianca cristallina, il biossido di

TABELLA I – LO ZIRCONIO

Generalità	
Nome, simbolo, numero atomico	Zirconio, Zr, 40
Serie chimica	Metalli di transizione
Gruppo, periodo, blocco	4, 5, d
Densità, durezza	6511 kg/m <sup>3</sup> , 5
Aspetto	Bianco argenteo
Proprietà atomiche	
Peso atomico	91,224 amu
Raggio atomico	155 (206) pm
Raggio covalente	148 pm
Raggio di van der Waals	Nessun dato
Configurazione elettronica	[Kr]4d <sup>2</sup> 5s <sup>2</sup>
Elettroni (e <sup>-</sup> ) per livello energetico	2, 8, 18, 10, 2
Stati di ossidazione	4 (anfotero)
Struttura cristallina	esagonale
Proprietà fisiche	
Stato e temperatura di fusione	Solido
Punto di fusione	2124K (1852 °C)
Punto di ebollizione	4682K (4409 °C)

Fig. 2



Fig. 2  
Lo zirconio come si presenta allo stato puro.

zirconio ha una densità relativa di  $5,7 \text{ g/cm}^3$  e, allo stato puro, ha un punto di fusione di circa  $2760^\circ\text{C}$ . A pressione atmosferica può presentarsi in tre forme cristalline diverse a seconda della temperatura: *monoclina* fino a circa  $1100^\circ\text{C}$  (densità  $5,6 \text{ g/cm}^3$ ), *tetragonale* tra  $1100^\circ\text{C}$  e  $2370^\circ\text{C}$  (densità  $6,1 \text{ g/cm}^3$ ) e *cubica* oltre i  $2370^\circ\text{C}$  fino al punto di fusione (densità  $6,27 \text{ g/cm}^3$ ) (fig. 3).

L'aggiunta di ossidi stabilizzanti (come  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{CeO}_2$  o  $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) alla  $\text{ZrO}_2$  può inibire le trasformazioni di fase e permette la generazione di un materiale multifasico a temperatura ambiente, detto *zirconia stabilizzata*.

### La zirconia a struttura tetragonale stabilizzata con ittrio

Questo materiale è composto per il 97% da  $\text{ZrO}_2$  e per il 3% da  $\text{Y}_2\text{O}_3$ . L'ossido stabilizzante ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) è la componente chiave nella struttura: è l'ittrio, infatti, che permette di ottenere zirconia allo stato tetragonale a temperatura ambiente evitando che quest'ultima passi allo stadio monoclinico, che sarebbe il più stabile. È proprio questa fase, detta *metastabile*, che conferisce alla zirconia Y-TZP una certa capacità di autoriparazione. I grani tetragonali possono trasformarsi in fase monoclinica e la trasformazione implica un aumento di volume pari al 3-4%; questa è l'origine della resistenza del materiale, in grado di dissipare ottimamente le forze: quando la pressione

sui grani aumenta a causa di una frattura nel materiale, i grani vicini all'apice della crepa cambiano fase, passando dalla tetragonale alla monoclinica (fig. 4). Ciò dà origine a un incremento della resistenza perché l'energia della frattura che tende a proseguire è dissipata all'apice in due modi: il primo dovuto alla trasformazione tetragonale-monoclinica, il secondo al bisogno di superare la compressione generata dall'espansione volumetrica dei grani durante l'avanzamento della frattura.

Dal punto di vista della biocompatibilità, studi in vivo e in vitro hanno dimostrato che il materiale in esame non inibisce la proliferazione cellulare a breve termine (24 ore) [10] e non ha attività citotossica né effetti carcinogenici [13–17]. Inoltre, nessuna radioattività è associata alla zirconia, ma solo alle impurità che si trovano allo stato naturale, ovvero particelle di uranio e torio. Il processo di fabbricazione della polvere di zirconia rimuove totalmente queste impurità radioattive [18, 19].

### La zirconia sinterizzata, pre-sinterizzata e HIP

Inizialmente, per rendere il materiale commerciabile era necessario ottenere blocchi stabili e l'unico modo fu di immettere sul mercato zirconia Y-TZP già allo stadio finale, sebbene un singolo elemento richiedesse ore di lavorazione a causa della durezza del materiale.

**Fig. 3**  
Variazione della struttura cristallina dalla fase cubica alla fase monoclinica del biossido di zirconio.

**Fig. 3**

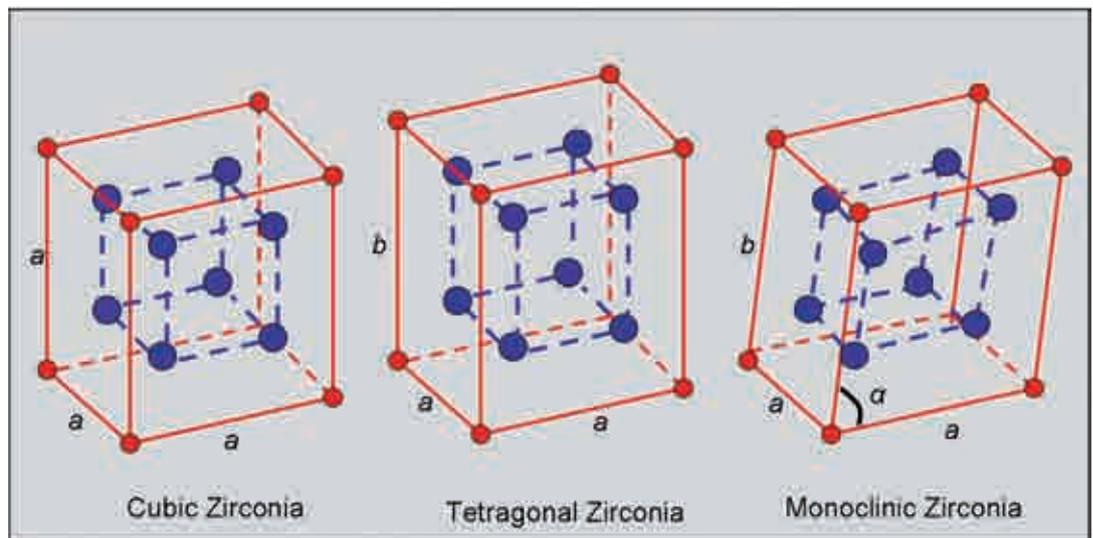


Fig. 4



Oggi, per ovviare a questo problema, si è riusciti a fornire pani pre-sinterizzati, in cui il materiale ha una consistenza simile al gesso attraverso trattamenti termici diversi per ogni casa produttrice sia per temperatura sia per tempo. Lavorare la zirconia a questo stadio permette la riduzione sia dei tempi sia dell'usura degli utensili durante la lavorazione del pezzo e quindi anche una diminuzione dei costi. La "storia termica" di ogni compatto di polveri conferisce poi caratteristiche fisiche diverse al prodotto che verrà sinterizzato.

La sinterizzazione, in generale, consiste nel trattamento termico di un compatto di polveri che, in atmosfera controllata, raggiunge 0,7 e 0,9 volte la temperatura di fusione del componente principale, in modo da consentire agli elementi del composto di legarsi tra loro in modo che il materiale acquisisca le caratteristiche meccaniche necessarie a soddisfare le esigenze del suo impiego.

La zirconia Y-TZP, in seguito alla sinterizzazione, subisce una riduzione del 25% circa (la percentuale varia a seconda della casa produttrice), ma ciò non provoca problemi nel prodotto finale: il fatto che la zirconia sia composta per il 97% dalla stessa molecola consente una contrazione omogenea e l'ottenimento di un manufatto estremamente preciso. Una maggiore compressione della polvere di zirconia può essere raggiunta con la tecnica HIP (*hot isostatic postcompaction*) [20], la quale prevede l'utilizzo di una fornace particolare che raggiunge una pressione di 1000 bar e una temperatura attorno ai 1800°C (circa 50°C al di sotto del punto di fusione). Questo trattamento riduce al minimo gli stress residui

all'interno dei pani in zirconia e permette di ottenere una densità vicina alla massima teorica, aumentando la resistenza e l'affidabilità del prodotto.

## Scopo del lavoro

Scopo del presente lavoro era lo studio dell'interfaccia tra zirconia Y-TZP e ceramica, in particolare dell'aderenza tra una base di zirconia e un rivestimento ceramico specifico per questo materiale. Gli obiettivi previsti per l'attività erano i seguenti:

- effettuare una verifica comparativa per diverse soluzioni attuali di accoppiamento zirconia/ceramica;
- confrontare le caratteristiche di aderenza del rivestimento ceramico su una base di zirconia rispetto alla tradizionale soluzione del rivestimento ceramico su base metallica;
- identificare i meccanismi responsabili dell'aderenza tra zirconia e ceramica.

## Materiali e metodi

Per questo studio sono stati utilizzati i seguenti materiali:

- quaranta provini cilindrici in zirconia Y-TZP rivestiti in ceramica, ma trattati secondo diverse modalità;
- due provini cilindrici in lega aurea rivestiti in ceramica;
- una piastra in alluminio lega 7075 in stato T4 appositamente forata;
- pressa pneumatica PR-80;
- cella di carico custom, basata su estensimetri Vishay e acquisita mediante la relativa centralina.

I provini sono stati realizzati applicando su un cilindro di zirconia di 12,95 mm di diametro un rivestimento ceramico di 2 mm di spessore e 8 mm di altezza, seguendo il normale processo realizzativo delle protesi dentarie, per una superficie complessiva di contatto pari a circa 326 mm<sup>2</sup>.

L'impostazione base per la prova di verifica è stata quella di misurare il carico necessario a "sfilare" il rivestimento ceramico dalla base in zirconia. Per ottenere tale informazione è stata usata una pressa pneumatica (fig. 5) costituita da un pistone pneumatico a pressione regolabile (a) dotato di un punzone

Fig. 4

**Schematizzazione della variazione di fase dei cristalli Y-TZP nel punto più profondo di una microfrattura tale da impedirne la propagazione.**

(b) di diametro analogo all'anima interna in zirconia dei provini e provvisto di una cella di carico estensimetrica (c). Durante l'esecuzione della prova, i provini (d) sono stati bloccati in un'apposita piastra in alluminio (e) con un foro in grado di permettere lo sfilamento dell'anima centrale in zirconia, ma non il passaggio del rivestimento ceramico.

Il risultato della prova era costituito, per ciascun provino, dal carico minimo necessario a provocare il distacco del rivestimento di porcellana dalla sottostante zirconia.

### Impostazione generale dell'attività

Come premessa per l'impostazione dell'attività, è utile un breve richiamo ai meccanismi responsabili dello sviluppo di forze di attrito nel contatto tra corpi solidi.

In termini più generali, si definisce "attrito" il complesso delle forze tangenziali  $F_t$  che si generano tra due superfici in contatto e che si oppongono allo scorrimento relativo delle due superfici. Tali forze possono appartenere a due ambiti distinti, quello meccanico e quello chimico-fisico. La fondamentale differenza tra questi due ambiti è che le forze di attrito riconducibili a effetti di natura meccanica

risultano proporzionali alla pressione di contatto presente tra le due superfici, mentre le forze tangenziali riconducibili a effetti di natura chimico-fisica non sono influenzati dalla pressione di contatto.

Più in generale, la componente della forza di attrito imputabile a fenomeni meccanici può essere espressa come:

$$F_m = P * S * \mu_m \quad (1)$$

dove

P = pressione di contatto

S = superficie complessiva di contatto

$\mu_m$  = coefficiente di attrito statico.

La componente della forza di attrito imputabile a fenomeni chimico-fisici assume la forma:

$$F_c = K * S \quad (2)$$

dove

K = forza tangenziale per unità di superficie

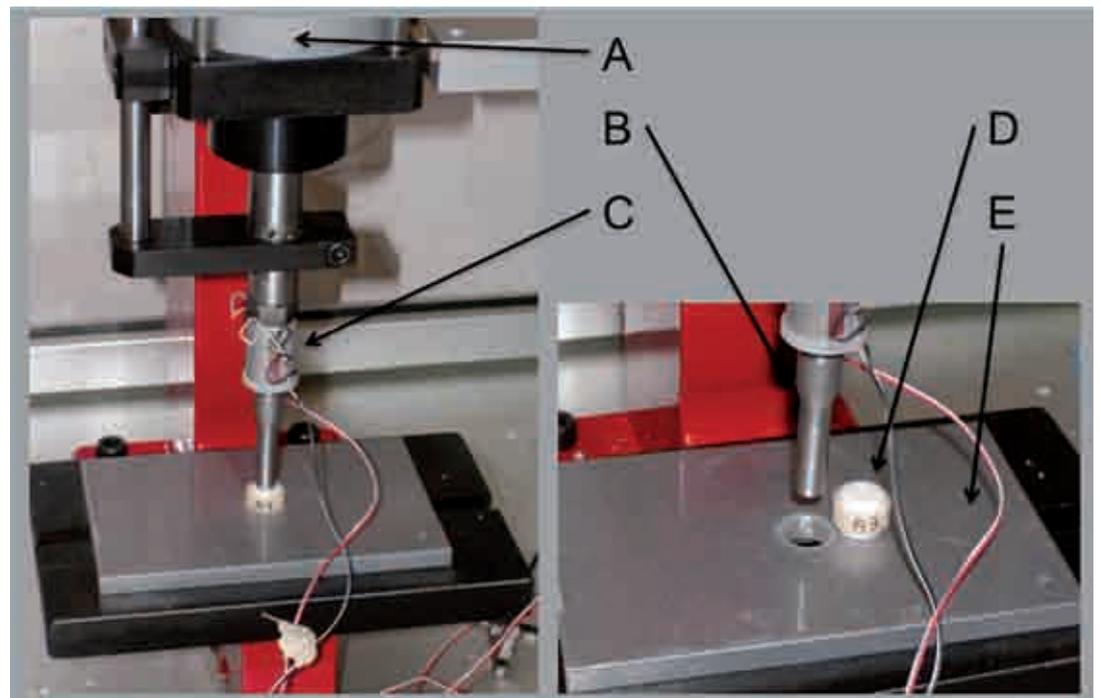
S = superficie complessiva di contatto.

Pertanto, la forza complessiva da applicare per arrivare allo scorrimento relativo delle due superfici assume la forma seguente:

$$F = F_m + F_c = (P * S * \mu_m) + K * S \\ = (P * \mu_m + K) * S \quad (3)$$

**Fig. 5**  
Descrizione della pressa pneumatica.

**Fig. 5**



Analizzando quest'ultima equazione, è facile riconoscere che le possibili variabili in grado di influenzare le forze tangenziali che si oppongono allo scorrimento relativo di due superfici sono:

- stato fisico delle superfici, attraverso il coefficiente di attrito superficiale  $\mu_m$
- interazioni chimico-fisiche, attraverso la forza tangenziale K
- pressione di contatto P.

La difficoltà maggiore è risultata la variazione della pressione di contatto, essendo tecnicamente poco praticabile agire sull'interferenza relativa tra zirconia e ceramica. Si è quindi scelto di intervenire sull'apertura angolare del rivestimento ceramico, limitata su alcuni provini a un arco poco superiore ai 180°, così da eliminare ogni eventuale effetto di "costrizione" generato dalla chiusura su se stessa della struttura ceramica (fig. 6). In termini operativi, l'attività è stata suddivisa in due fasi temporalmente distinte: la prima fase ha avuto come obiettivo l'identificazione delle soluzioni realizzative in grado di garantire la migliore aderenza relativa tra la base in zirconia e un rivestimento ceramico dedicato; la seconda fase ha avuto come obiettivo l'individuazione dei meccanismi responsabili della tenuta relativa tra zirconia e ceramica.

## Risultati

### Svolgimento della fase 1

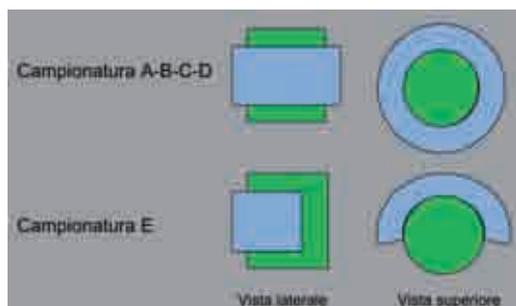
Nella prima fase, in base a un'ipotesi preliminare sulle possibili variabili in grado di influenzare il risultato finale, è stato realizzato un primo set di cinque gruppi di campioni come da *tabella II*, diversi

per finitura superficiale e/o apertura angolare della copertura di zirconia. Come campionatura di controllo è stata poi realizzata anche una serie di due provini dimensionalmente analoghi ai precedenti, ma realizzati con la tradizionale struttura basata sulla ricopertura con specifica ceramica di una base in lega aurea per uso odontotecnico (di seguito indicata come campionatura "F") (fig. 7). Complessivamente, nella prima fase sono stati sottoposti a test 27 campioni appartenenti alle sei tipologie precedentemente indicate.

I carichi di sfilamento fatti registrare dai campioni in prova sono descritti nella *tabella III*, espressi in chili. I campioni contrassegnati da un asterisco (B5, F1, F2) non sono arrivati allo sfilamento e il valore riportato di 360 kg è il massimo valore di spinta esercitabile dall'attrezzatura di prova. I campioni A4-B5 hanno fatto registrare resistenze allo sfilamento notevolmente superiori agli altri esemplari a loro analoghi, tanto da poterli ritenere "non rappresentativi dello standard qualitativo della loro tipologia". Tralasciando per il momento la campionatura "E" (geometricamente distinta dalle altre), una rappresentazione dei risultati sotto forma di campo di variazione permette un'agevole analisi dei risultati stessi (fig. 8). I risultati ottenuti da questa prima serie di prove evidenziano come, tra le diverse variabili considerate, la finitura superficiale della zirconia sia l'unica in grado di influenzare l'aderenza finale, mentre non ha portato ad alcun effetto migliorativo l'applicazione di un liner con funzione di collante. Un ulteriore risultato significativo si ottiene confrontando i risultati offerti dalle soluzioni D ed E, distinte unicamente per il fatto che nella seconda il rivestimento in ceramica presenta una soluzione di continuità pari a un quarto del totale.

**Fig. 6**  
Schema di costruzione dei provini A, B, C, D, E.

**Fig. 6**



**TABELLA II – SUDDIVISIONE IN GRUPPI DEL PRIMO LOTTO DI CAMPIONI IN ZIRCONIA Y-TZP**

Campionatura	Finitura	Interfaccia	Copertura angolare
A	Sabbiatura 2 atm	Naturale	360°
B	Sabbiatura 6 atm	Naturale	360°
C	Diamantatura	Naturale	360°
D	Diamantatura	Liner	360°
E	Diamantatura	Liner	220°

Fig. 7

Foto dei provini.

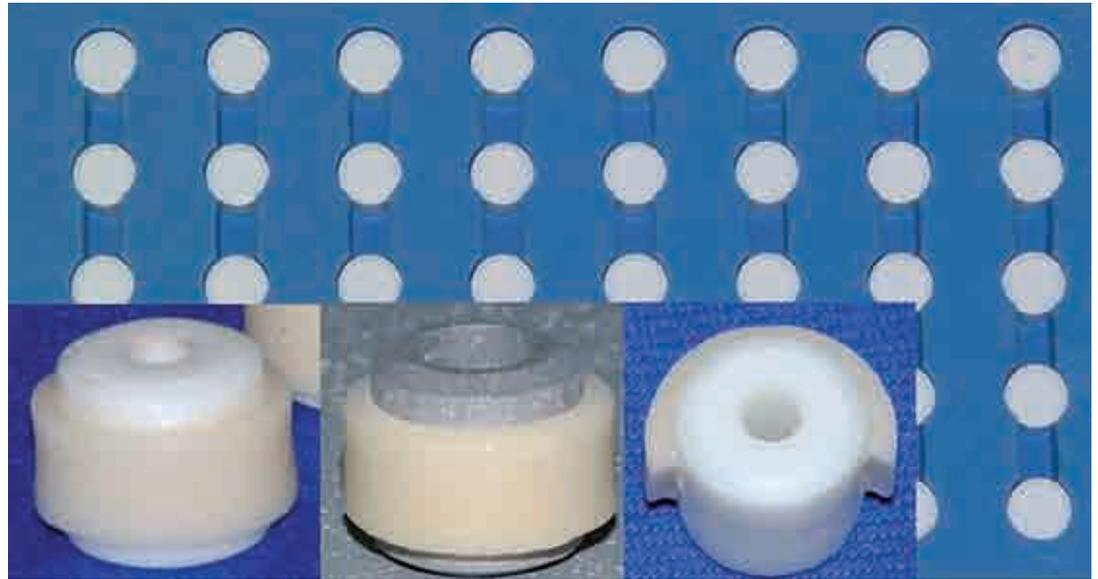


Fig. 7

TABELLA III – CARICHI DI ROTTURA ESPRESSI IN CHILOGRAMMI DEI PROVINI A, B, C, D, E, F

	1	2	3	4	5	6
A	60	90	76,5	160,5		
B	112,5	97,5	117	117	>360	
C	234	123	195	168	216	
D	105	225	285	195	310,5	133,5
E	115,5	118,5	112,5			
F	330	>360				

\*A che cosa rimanda?

Fig. 8

Rappresentazione dei risultati sotto forma di campo di variazione dei provini A, B, C, D.

Confrontando la resistenza a taglio per  $\text{mm}^2$  di superficie di contatto, in termini di valori medi si ha che:

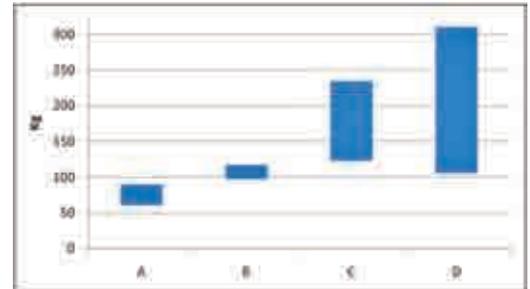
- Configurazione D =  $209 \text{ kg}/326 \text{ mm}^2 = 0,6411 \text{ kg/mm}^2 = 6,28 \text{ MPa}$
- Configurazione E =  $115 \text{ kg}/180 \text{ mm}^2 = 0,6388 \text{ kg/mm}^2 = 6,26 \text{ MPa}$

Le due tipologie presentano quindi un'analogia resistenza allo sforzo di taglio per  $\text{mm}^2$  di superficie, risultato che sembra escludere un contributo della pressione di contatto all'aderenza complessiva.

## Svolgimento della fase 2

In sintesi, le indicazioni emerse dalla prima fase possono essere così riassunte:

Fig. 8



- l'aderenza zirconia-ceramica è funzione della finitura meccanica superficiale della zirconia;
- la pressione superficiale non ha un effetto significativo sull'aderenza.

Per arrivare a una conferma di queste conclusioni intermedie si è provveduto a realizzare una seconda serie di campioni, intervenendo sulla geometria dell'accoppiamento tra la zirconia di base e il rivestimento ceramico, concentrandoci sulle tipologie "B" e "C", le più significative per la nostra analisi. Si sono così ottenute quattro tipologie di provini, elencate nella *tabella IV* e schematizzate nella *figura 9*.

Per ogni tipologia sono stati realizzati due provini, che hanno fornito i risultati descritti nella *tabella V*, espressi in kg di carico necessari per ottenere lo sfilamento.

**TABELLA IV – SUDDIVISIONE IN GRUPPI DEL SECONDO LOTTO DI CAMPIONI IN ZIRCONIA Y-TZP**

Campionatura	Finitura	Interfaccia	Copertura angolare
H	Diamantatura	Naturale	45°
I	Diamantatura	Naturale	270°
L	Diamantatura	Liner	45°
M	Diamantatura	Liner	270°

Una comparazione in funzione dei mm<sup>2</sup> di superficie di contatto, estesa anche alle tipologie “C”, “D” ed “E”, ha prodotto i seguenti risultati:

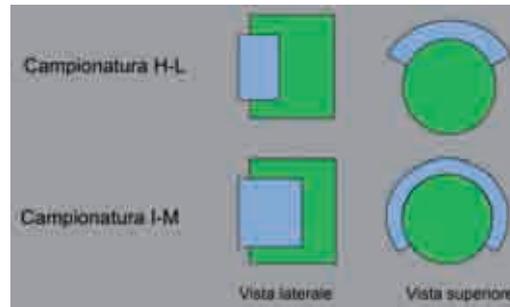
- Configurazione C = 190 kg/326 mm<sup>2</sup> = 0,598 kg/mm<sup>2</sup> = 6,10 MPa
- Configurazione D = 209 kg/326 mm<sup>2</sup> = 0,6411 kg/mm<sup>2</sup> = 6,28 MPa
- Configurazione E = 115 kg/180 mm<sup>2</sup> = 0,6388 kg/mm<sup>2</sup> = 6,26 MPa
- Configurazione H = 57,5 kg/81,5 mm<sup>2</sup> = 0,705 kg/mm<sup>2</sup> = 7,19 MPa
- Configurazione I = 245 kg/244,5 mm<sup>2</sup> = 0,797 kg/mm<sup>2</sup> = 8,13 MPa
- Configurazione L = 55 kg/81,5 mm<sup>2</sup> = 0,705 kg/mm<sup>2</sup> = 6,88 MPa
- Configurazione M = 170 kg/244,5 mm<sup>2</sup> = 1,002 kg/mm<sup>2</sup> = 7,09 MPa

Risulta quindi assolutamente evidente come, al di là delle inevitabili dispersioni correlate alla bassa numerosità delle campionatura e alla ben nota tendenza a un miglioramento dell’aderenza al diminuire della superficie interessata, tutte le configurazioni presentino valori di sforzo di taglio sostanzialmente analoghi.

## Conclusioni

In termini operativi, i risultati ottenuti hanno evidenziato come la soluzione C (superficie diamantata senza applicazione di liner) sia la più raccomandata dal punto di vista operativo. In termini di comprensione dei meccanismi in grado di determinare le caratteristiche di aggrappaggio del rivestimento ceramico su una base di zirconia, i risultati sono stati altrettanto significativi.

**Fig. 9**



**Fig. 9**

**Schema di costruzione dei provini H, I, L, M.**

**TABELLA V – CARICHI DI ROTTURA ESPRESSI IN CHILOGRAMMI DEI PROVINI H, I, L, M**

<b>H</b>	50	65
<b>I</b>	220	170
<b>L</b>	40	70
<b>M</b>	180	150

Elemento fondamentale si è rivelato la preparazione meccanica della superficie di zirconia destinata a interfacciarsi con il rivestimento ceramico, sebbene resti da determinare se l’effetto indotto dalla preparazione meccanica debba essere interpretato come rugosità superficiale (nel qual caso il meccanismo sarebbe riconducibile ai classici meccanismi di attrito) o piuttosto come aumento della superficie di contatto (nel qual caso il meccanismo dovrebbe essere ricercato nell’ambito delle interazioni chimico-fisiche a livello atomico). Il fatto che l’aver realizzato rivestimenti ceramici discontinui non abbia comportato una diminuzione delle loro caratteristiche di aggrappaggio sulla base di zirconia sembrerebbe indirizzare nella seconda direzione.

Relativamente alla comparazione con le caratteristiche di tenuta della configurazione tradizionale con base in lega aurea, questa continua a presentare caratteristiche di aderenza almeno doppie anche rispetto ai campioni in configurazione C.

## Conflitto di interessi

Gli autori dichiarano di non aver nessun conflitto di interessi.

## Finanziamento allo studio

Gli autori dichiarano di non aver ricevuto finanziamenti istituzionali per il presente studio.

## Bibliografia

1. Piconi C, Maccamauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
2. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Moller E. Unilateral, isometric bite forces in eight 68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1990;98(2):149-58.
3. Koerber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfactor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983;31:55-60.
4. Piconi C, Rimondini L, Cerroni L. La zirconia in odontoiatria. Milano: Elsevier; 2008.
5. Ramfjord S, Ash MM. Occlusion. Philadelphia: Saunders Company; 1983.
6. De Boever JA, McCall Jr WD, Holden S, Ash Jr MM. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978;40:326-33.
7. Gibbs CH, Lundeen H. Jaw movements and forces during chewing and swallowing and their clinical significance. In: Gibbs CH, Lundeen H, editors. *Advances in occlusion*. Littleton (Mass): John Wright PSC Inc; 1982.
8. Luthard RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002;81(7):487-91.
9. Luty H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridge. *Dent Mater* 2005;21(10):930-7.
10. Nothdurft FP, Pospiech PR. Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2006;95(4):311-4.
11. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:99-109.
12. Sund A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with different phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22:778-84.
13. Christel P, Meaner A, Dorlot J-M, et al. Biomechanical compatibility and design of ceramics implants for orthopedic surgery. In: Ducheyne P, Lemons JE, editors. *Bioceramics materials characteristic versus in vivo behaviour*. *Ann NY Acad Sci* 1988;523:234-56.
14. Calés B, Stefani Y. Ytria stabilized zirconia for improved orthopedic prostheses. In: Wise DL, et al, editors. *Encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering*. New York, USA: Marcel Dekker Inc; 1995.
15. Carcini F, Pezzetti F, Volinia S, Francioso F, Arcelli D, Farina E, et al. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of microarray technology. *Biomaterials* 2004;25:215-28.
16. Covacci V, Bruzzese G, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20(3):71-6.
17. Satoh Y, Niwa S. Tissue-biomaterials interface characteristics of zirconia ceramics. In: Hulbert SF, editor. *Bioceramics 3*. Terre Haute (Indiana, USA): Rose-Hulman Institute of Technology; 1990.
18. Capannesi G, Piconi C, Sedda AF, Greco F. Radioactivity measurements of zirconia powders. In: Ravaglioli A, Krajewski A, editors. *Bioceramics and the human body*. Milano: Elsevier; 1992.
19. Veronese I, Guzzi C, Giussani A, Cantone MC, Ripamonti D. Determination of dose rates from natural radionuclides in dental materials. *J Environ Radioactivity* 2006;91:15-26.
20. Cales B. Y-TZP zirconia ceramic hip joint heads: key issues for a high reliability. In: Ravagnoli A, editor. *Fourth Euro-ceramics, vol 8*. Bioceramics. Faenza: Faenza Editrice; 1995.