



ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione meccanica a rottura
di interfacce metallo-ceramiche sottoposte
a sforzo di taglio a compressione**

R. Bedini, G. De Angelis,
A. Fasano, P. Ioppolo e C. Pennisi

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

00/13

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione meccanica a rottura
di interfacce metallo-ceramiche sottoposte
a sforzo di taglio a compressione**

Rossella Bedini (a), Giorgio De Angelis (a),
Alessandro Fasano (a), Pietro Ioppolo (a) e Claudio Pennisi (b)

*(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità
(b) Cattedra di Odontoiatria e Protesi Dentaria, Facoltà di Medicina e Chirurgia,
Università degli Studi La Sapienza*

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN
00/13

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione meccanica a rottura di interfacce metallo-ceramiche sottoposte a sforzo di taglio a compressione.

Rossella Bedini, Giorgio De Angelis, Alessandro Fasano, Pietro Ioppolo e Claudio Pennisi

2000, ii, 37 p. Rapporti ISTISAN 00/13

Vengono valutate le prestazioni meccaniche a rottura di alcune interfacce lega metallica-ceramica. Per le costruzioni dei campioni sono state utilizzate delle leghe d'oro, e di Palladio, della ceramica classica e semisintetica. Inoltre sono stati costruiti dei campioni di Titanio, di grado medicale due, con della ceramica specifica per questo materiale. Dopo la costruzione di appositi afferraggi le prove di sforzo di taglio a compressione sono state condotte con un dinamometro elettronico. I risultati ottenuti indicano che il migliore legame tra leghe metalliche e ceramiche è stato ottenuto con la lega di Palladio e la ceramica classica. Tutte le altre interfacce hanno ottenuto valori inferiori ma simili tra loro.

Parole chiave: Ceramica, Lega metallica, Titanio

Istituto Superiore di Sanità

Mechanical evaluation at break of alloy-ceramis interfaces subjected to compression shear-stress test.

Rossella Bedini, Giorgio De Angelis, Alessandro Fasano, Pietro Ioppolo and Claudio Pennisi

2000, ii, 37 p. Rapporti ISTISAN 00/13 (in Italian)

The mechanical performance at break of some alloy-ceramic interface bonding are evaluated. Specimens were prepared with gold and palladium alloys, classic and semi-synthetic ceramics. We also prepared specimens of medical-grade titanium with ceramic specific for it. After *ad hoc* grips were manufactured, we subjected the specimens to compression shear-stress tests by means of an electronic dynamometer. The mechanical results showed the best alloy-ceramic bonding was obtained with palladium alloy-classic ceramic specimens. The other interfaces showed lower values but comparable among them. The performance of titanium-specific ceramic specimens was comparable with that of palladium alloy-classic ceramic specimens, though presenting a high standard deviation.

Key words: Alloy, Ceramic, Titanium

INDICE

Introduzione	pag.	1
1. - LE PROTESI FISSE		5
1.1 Introduzione		5
1.2 Materiali dentari		6
1.3 Manufatti protesici in metallo-ceramica		7
1.4 Normative		10
1.5 Classificazione		10
 2. - LEGHE NOBILI		11
2.1 Leghe a base di oro-platino-palladio		11
2.2 Leghe a base di oro-palladio-argento		11
2.3 Leghe a base di palladio-argento		12
2.4 Leghe a base di oro-palladio		14
2.5 Leghe a base di palladio		15
2.6 Leghe a base di titanio		16
 3. - LEGHE NON NOBILI		17
3.1 Biocompatibilità delle leghe odontoprotetiche		18
3.2 Biocompatibilità delle leghe non nobili		19
 4. - MATERIALI CERAMICI PER USO ODONTOIATRICO		22
4.1 Classificazione delle ceramiche dentali		24
4.1.1 Ceramiche ad alto e medio punto di fusione		24
4.1.2 Ceramiche a basso punto di fusione		25
4.2 Ceramica per strutture in metallo-ceramica		26

5. - INDAGINE SPERIMENTALE	27
5.1 Materiali e metodi	27
5.2 Risultati	33
5.3 Discussione	34
 BIBLIOGRAFIA	 37

INTRODUZIONE

Fin dall'introduzione in odontoiatria clinica circa 35 anni fa, la tecnica metallo-ceramica o porcellana-fusa-al-metallo è diventata sempre più popolare. Diverse combinazioni di metalli per odontoiatria e materiali ceramici sono stati introdotti sul mercato e la maggior parte di questi sistemi ha avuto successo.

E' opinione comune che le metallo-ceramiche offrano un grado di resistenza di gran lunga superiore a quanto in realtà necessario nella normale pratica clinica. D'altro canto è risultato che nel 7% dei casi di ricostruzioni realizzate in metallo-ceramica, si sono verificati inconvenienti di vario genere, compresa la rottura della porcellana staccatasi dal supporto metallico o fessuratasi. Incidenti di questo genere, in effetti non rappresentano che una sporadica eccezione alla regola e a volte rendono necessario il completo rifacimento del lavoro. Molti odontoiatri sono convinti che le ricostruzioni in metallo-ceramica siano meno esposte al pericolo di rottura. Ciò può generare una fiducia eccessiva nelle possibilità del materiale e portare, di conseguenza, ad un uso sconsiderato dello stesso. Dal momento che il verificarsi di qualsiasi inconveniente, ad avvenuta inserzione nella cavità orale, significa anche insuccesso definitivo della protesi stessa, è essenziale considerare i fattori che influenzano la resistenza delle metallo-ceramiche prima di procedere all'uso.

L'insufficiente resistenza di una fusione in metallo-ceramica può comportare evidenti fenomeni di frattura o di distacco della porcellana. Perciò, nell'esaminare la resistenza delle metallo-ceramiche, bisogna analizzare innanzitutto i motivi per cui la ceramica può fessurarsi o staccarsi (1, 2).

La ceramica per uso dentale contiene un'alta quantità di feldspato, ma soltanto una percentuale minima di caolino, componente importantissimo dei materiali a base di ceramica. In realtà, essa si avvicina di più al vetro che non alla ceramica e, da questo punto di vista, una conoscenza approfondita delle proprietà meccaniche del vetro è fondamentale quando si parla di resistenza della ceramica dentale.

Se si vuole che un'opera in metallo-ceramica possieda un'adeguata resistenza, è indispensabile predisporre un'armatura resistente. Anche la differenza di espansione

termica tra il metallo e la porcellana incide sulla resistenza della struttura stessa. In generale il coefficiente di espansione termica del metallo è superiore a quello della porcellana. Pertanto la loro fusione in un unico complesso e il successivo raffreddamento generano una sollecitazione di tensione sulla parte metallica e di compressione, invece, sulla parete della porcellana, a livello dell'interfaccia. La sollecitazione di tensione prodotta sulla superficie della porcellana, all'interfaccia è controbilanciata dalla sollecitazione di compressione da parte del metallo, che funge da forza inibente l'allargamento e la propagazione delle microfessure nella ceramica.

Gli elementi chiave che determinano la resistenza della metallo-ceramica comprendono la coesione all'interfaccia di fusione, la resistenza dell'armatura e la differenza di espansione termica fra il metallo e la porcellana.

I fattori che influiscono sulla resistenza del legame metallo-ceramica sono essenzialmente connessi agli stessi materiali oppure alla loro scelta. E' possibile ottenere una sufficiente resistenza del legame semplicemente scegliendo e combinando tra loro i materiali giusti, purchè se ne siano comprese a fondo le caratteristiche. In tal modo è possibile sfruttare i meccanismi di coesione al fine di determinare un buon legame tra il metallo e la ceramica.

Secondo alcuni ricercatori la massima forza occlusale, nella articolazione anteriore del cavo orale si aggira intorno ai 26 Kg in corrispondenza di un incisivo mascellare centrale e ai 38 Kg per un canino mascellare. Essa raggiunge i 48 Kg quando gli incisivi centrali, laterali e i canini sono collegati tra loro. Sulla base di questi dati scientifici e biomeccanici, la sollecitazione esercitata su una corona in metallo-ceramica, inserita nel cavo orale, sarebbe assai limitata, tanto che la ceramica non si frantumerebbe o non si sfoglierebbe mai, purchè per tale corona, sia stata allestita una struttura metallica di sufficiente resistenza (3, 4).

Tuttavia nella comune pratica, non sono rari i casi di sfaldamento o di frattura della ceramica. Ciò può essere spiegato dalla mancanza di una buona preparazione della superficie su cui avverrà il legame, in modo da creare un contatto perfetto, requisito indispensabile tanto quanto la scelta dei materiali adeguati. Se non viene soddisfatto questo requisito, i meccanismi di coesione delle forze chimiche, meccaniche e di

compressione perdono il loro significato. In altre parole, gli insuccessi del legame metallo ceramica vanno attribuiti a tutta una serie di difetti della superficie su cui avverrà il legame, che impediscono il completo sfruttamento di tutti i meccanismi di coesione. Tali difetti, sulla superficie legante, comprendono anche la presenza talvolta inopportuna di un velo di ossido e la formazione di bollicine.

Quando una lega viene riscaldata prima di fondervi la ceramica, in modo da far precipitare i metalli vili sulla superficie e da formarvi successivamente una pellicola di ossido, si favorirà la coesione con la ceramica che, a sua volta, stimolerà la formazione del legame chimico e migliorerà ulteriormente il legame meccanico, come descritto in precedenza. Tuttavia, vista la normale fragilità degli ossidi metallici, si assiste spesso ad un fenomeno di sfogliatura della ceramica qualora sia stata cotta sul metallo con uno strato intermedio di ossido eccessivamente spesso. Tale tendenza si osserva specialmente nelle leghe di metalli non preziosi, poiché i loro componenti principali si ossidano con più facilità. Se una lega contenente una quantità superiore di elementi metallici vili, viene riscaldata ad alta temperatura per un lungo periodo, essa produrrà un velo di ossido più spesso sulla superficie.

Per questo motivo, la resistenza del legame varia considerevolmente a seconda dei tipi di lega e dei trattamenti termici preliminari della superficie. Anche in una lega di metallo prezioso, a basso tenore di metalli vili, talvolta avviene la frattura o la sfogliatura della ceramica a causa della minor resistenza del legame dovuta all'interferenza con la formazione del velo di ossido, attraverso cicli ripetuti di riscaldamento o di surriscaldamento durante le fasi di cottura. Tale constatazione implica un trattamento preliminare di ossidazione della superficie a seconda del tipo di lega.

Nel corso delle operazioni di cottura della ceramica con il metallo, una buona coesione tra la superficie della lega e la ceramica viene spesso compromessa dalla presenza di porosità (bollicine), venutesi probabilmente a creare all'interfaccia di fusione, per l'intrusione di corpi estranei, quali ad esempio, residui di materiale abrasivo o particelle del suo legante, in fase di pretrattamento, come anche le sostanze che generano gas, quali materiali oleosi presenti sulla superficie del metallo, l'aria rimasta nelle piccole

cavità della superficie metallica, e il gas sprigionatosi dal metallo durante il riscaldamento. Tali porosità riducono l'effettiva area di contatto tra la superficie del metallo e la ceramica, determinando, a lungo andare, una diminuzione della resistenza del legame (5, 6).

Le piccole porosità o bollicine incorporatesi nella ceramica durante la fase di lavorazione, producono gas, e perciò rimpiccioliranno una volta sottoposte a decompressione, in fase di fusione sotto vuoto, mentre buona parte di altre bollicine presenti, per i motivi appena descritti, producono del gas, soggetto ad espansione durante i vari cicli di cottura. Queste bollicine tendono a spostarsi e a condensarsi in punti in cui la pressione è relativamente bassa, come nelle sezioni sottili della ceramica, nelle zone piuttosto calde adiacenti agli elementi di riscaldamento in un forno a muffola e nelle zone dove si siano già formate bolle più grandi. E' possibile quindi che si crei una porosità di dimensioni cospicue e con comportamento analogo a quello delle eruzioni vulcaniche compromettendo il risultato finale. I gruppi di bollicine che si formano quindi all'interfaccia fanno sì che in quella zona permanga una sollecitazione tale da indebolire la ceramica cotta e da renderla maggiormente soggetta al pericolo di screpolatura.

L'effetto di indebolimento può anche diffondersi da bollicina a bollicina, provocando delle cosiddette fessurazioni o fratture da sovracompressione, che a loro volta finiranno col compromettere definitivamente la resistenza del legame.

Alla luce di tutte queste considerazioni in questo lavoro è stata valutata la resistenza meccanica di alcune interfacce metallo-ceramica, sia utilizzando metalli nobili che metalli vili, sia utilizzando ceramiche classiche che ceramiche dell'ultima generazione.

1. LE PROTESI FISSE

1.1 Introduzione

La protesi fissa dovrebbe essere simile, nella sua forma e nella sua funzione, alla dentatura naturale del paziente, in modo che quest'ultimo possa utilizzare tale protesi senza rammentare la perdita dentaria che ha reso necessario l'intervento restaurativo. Per raggiungere questo scopo si deve avere familiarità con la forma e la nomenclatura dei denti naturali, si devono conoscere e comprendere i fattori che determinano l'occlusione ed i loro effetti sulle superfici occlusali dei denti, e si deve essere in grado di interpretare le relazioni armoniose delle superfici assiali ed interprossimali dei denti con i denti adiacenti e con i tessuti gengivali.

Lo scopo di ogni restauro di un dente è quello di sostituire la struttura dentaria perduta e distrutta.

Inoltre un restauro dovrebbe conservare la struttura dentaria residua che si trova entro i limiti della forma ritentiva e resistente della preparazione.

I denti non dovrebbero essere sottoposti a rimozioni non necessarie.

Inoltre, il restauro dovrebbe rinforzare il dente e renderlo più resistente ad ulteriori fratture e distruzioni e deve rimanere integro senza subire spostamenti. Per evitare spostamenti, la preparazione deve avere una configurazione tale da assicurare un'adeguata ritenzione e resistenza per la fusione.

La ritenzione è quella caratteristica che impedisce la rimozione lungo l'asse maggiore della preparazione del dente.

La resistenza è quella caratteristica che impedisce spostamenti dovuti a forze dirette apicalmente e obliquamente. La ritenzione dipende dall'altezza, dal diametro e dalla convergenza della preparazione, oltre che dalla struttura delle superfici preparate e dall'uso dei dispositivi ritentivi intracoronali.

Se una preparazione è compromessa dalla mancanza di sufficiente struttura dentaria, la resistenza e la ritenzione possono essere aumentate tramite l'aggiunta di preparazioni ritentive intracoronali quali solchi, perni o incavi a scatola.

La forma ritentiva e quella resistente sono strettamente correlate, ma delle due la forma resistente è la più critica per prevenire spostamenti del restauro.

Per neutralizzare gli effetti delle forze di torsione agenti sul piano orizzontale, devono essere preparati dei solchi con le pareti poste perpendicolarmente alla direzione delle forze che tendono a spostare il restauro. Strutturalmente il restauro dovrebbe essere sufficientemente voluminoso e quindi rigido da resistere alle forze funzionali e non funzionali.

Ciò richiede una accurata progettazione della preparazione.

Una corretta preparazione è anche essenziale ai fini della resistenza, della ritenzione e dei contorni del restauro.

Anche l'integrità dei margini è essenziale per assicurare una prognosi favorevole per il restauro. I margini devono adattarsi intimamente e completamente in modo da isolare il dente sottostante dall'ambiente esterno.

1.2 Materiali dentari

Il fattore principale nei lavori di ricostruzione orale è la precisione.

Per preservare l'integrità dei denti ogni ricostruzione impiegata deve inserirsi con precisione e conservare tale caratteristica per un lungo periodo di tempo.

I materiali usati devono quindi presentare delle proprietà molto particolari e stabili.

Il tecnico, che è direttamente interessato alla costruzione della protesi, deve essere naturalmente a conoscenza della natura e delle proprietà dei materiali impiegati.

La scelta del materiale è spesso limitata dalla accessibilità e dalle dimensioni dello spazio da occupare da parte di una data ricostruzione e dall'ambiente che si trova all'interno della bocca. Per servire efficacemente, i materiali devono resistere alle elevate e ripetute sollecitazioni che si hanno durante la masticazione, ai repentini

cambiamenti di temperatura, all'acidità, all'umidità e all'azione dei batteri e degli enzimi.

Dovrebbe apparire chiaro, quindi, che dovrebbero essere impiegate alcune leghe particolari per resistere a queste varie influenze.

Se però più leghe vengono mescolate tra loro, il materiale che si ottiene reagisce in maniera diversa dalle singole parti costituenti.

Per ottenere i migliori risultati è necessario, quindi, una profonda conoscenza dei prodotti e della loro manipolazione. Ricostruzioni soddisfacenti richiedono una meticolosa cura in tutte le fasi della loro esecuzione ed una profonda conoscenza dei prodotti usati.

1.3 Manufatti protesici in metallo-ceramica

La costruzione di un manufatto protesico in metallo-ceramica consiste schematicamente nella realizzazione di una struttura in lega metallica che viene rivestita successivamente di materiale ceramico.

Per poter eseguire in maniera soddisfacente una protesi in metallo-ceramica bisogna che i due materiali, lega e ceramica, presentino caratteristiche compatibili tra loro.

Poiché le ceramiche dentali impiegate nella metallo-ceramica sono essenzialmente dei materiali vetrosi, la loro unione alle leghe avviene allo stesso modo con cui i vetri silicatici si uniscono ai materiali metallici.

A questo riguardo si può dire che un vetro bagna ed aderisce ad una superficie metallica pulita ed esente da gas assorbiti se la superficie metallica stessa è coperta da una pellicola di ossido e se la temperatura viene elevata al punto in cui tale ossido si scioglie parzialmente nel vetro.

Pertanto, le leghe che vengono impiegate nella metallo-ceramica devono essere in grado di formare, tramite un conveniente riscaldamento, una pellicola superficiale di ossidi che consenta l'unione di tali leghe alla ceramica durante la cottura di quest'ultima.

Nella composizione di queste leghe è quindi necessario che siano presenti degli elementi in grado di formare tale pellicola di ossidi superficiali.

Affinché l'unione del rivestimento, essenzialmente un vetro feldspatico, alla sottostruttura metallica sia stabile nel tempo e nella funzione, è necessario che la lega presenti le seguenti caratteristiche:

fonda ad una temperatura notevolmente superiore di quella di cottura della ceramica. (Tale requisito è ovvio in quanto se esso non fosse soddisfatto la lega potrebbe fondere o rammollire notevolmente durante la cottura della ceramica);

dovrebbe possedere un elevato limite di elasticità ed un elevato modulo di elasticità; essa dovrebbe essere, cioè, resistente e rigida, in quanto se si deformasse facilmente sotto carico la ceramica si frantumerebbe essendo un materiale fragile e quindi dotato di deformabilità pressoché nulla. E' opportuno osservare, comunque, che durante il raffreddamento delle protesi, dopo la cottura della ceramica, eventuali differenze nella contrazione dei due materiali causano delle tensioni nell'interfaccia tra la lega e la ceramica stessa. Tali tensioni possono in parte essere ridotte se la lega è in grado di subire piccole deformazioni locali, e per il fatto che è pressoché impossibile produrre delle leghe e delle ceramiche che si contraggono esattamente allo stesso modo durante il raffreddamento.

La lega dovrebbe possedere un'elevata resistenza allo scorrimento viscoso a caldo, in modo da non deformarsi facilmente durante la cottura della ceramica. La lega, cioè, dovrebbe conservare ad alta temperatura un limite di elasticità ed un modulo di elasticità ragionevolmente elevati; la superficie della lega (o i suoi ossidi superficiali) sia ad alta bagnabilità, il più estesa possibile e, soprattutto, pulita e libera dal rischio di generare gas poiché deve essere facilmente bagnata dalla ceramica durante la cottura di quest'ultima. In questo modo, durante il loro rammollimento le particelle vetrose che costituiscono la polvere di ceramica si spandono sulla superficie della lega sottostante, interessandola in ogni sua parte e penetrando nelle piccole irregolarità superficiali; la lega sia ossidata in superficie attraverso un procedimento termico. Lo strato di ossido deve essere di spessore idoneo allo scopo di permettere una interconnessione in fase

fluida con le particelle di materiale ceramico rammollito durante le fasi di cottura dello stesso.

Questo deve avvenire senza inquinamenti della massa ceramica da parte degli ossidi per non incorrere in alterazioni di colore, struttura ed altre caratteristiche; durante i riscaldamenti ed i raffreddamenti le dilatazioni e le contrazioni della lega e della ceramica devono essere compatibili tra loro. Generalmente questo requisito viene indicato dicendo che i coefficienti di dilatazione termica dei due materiali dovrebbero essere compatibili tra di loro. E', comunque, preferibile che durante il raffreddamento la contrazione della lega sia leggermente superiore di quella della ceramica, in questo modo se i due materiali si uniscono tenacemente durante la cottura, nel successivo raffreddamento la ceramica viene messa in uno stato di compressione dalla lega che tenderebbero a contrarsi leggermente di più, mentre la lega viene a trovarsi in uno stato di trazione.

Come è noto, la ceramica resiste bene alla sollecitazione di compressione, e quindi, eventuali sollecitazioni esterne di trazione, agenti successivamente sulla protesi, devono dapprima annullare questo stato di compressione esistente nella ceramica prima di esplicare il loro pericoloso effetto.

In pratica si dice, pertanto, che la lega dovrebbe possedere un coefficiente di dilatazione termica leggermente maggiore di quello della ceramica. In quanto un elevato coefficiente di dilatazione può generare eccessive tensioni nella ceramica, le quali possono diventare anche sforzi superficiali di trazione se lo spessore di quest'ultima è eccessivo, la lega si dovrebbe poter saldare facilmente prima e dopo l'applicazione della ceramica. Questo requisito non riguarda la compatibilità tra i due materiali, ma è comunque importante per consentire un'appropriata costruzione delle protesi di notevoli dimensioni.

In definitiva la costruzione di un manufatto protesico in metallo-ceramica richiede una compatibilità chimica, fisica e tecnologica reciproca tra i due materiali componenti (7).

1.4 Normative

Per quanto riguarda la normativa ISO, le norme relative alle leghe per metallo-ceramica sono contenute nella specifica n. 9693 e riguardano le seguenti caratteristiche: composizione chimica, requisiti di biocompatibilità, caratteristiche meccaniche, caratteristiche tecnologiche, densità, coefficiente di espansione termica lineare.

1.5 Classificazione

La ricerca metallurgica ha sviluppato una notevole serie di leghe idonee alla costruzione di sottostrutture per protesi in metallo-ceramica che possono essere classificate nel seguente modo:

leghe nobili;

leghe a base di oro-platino-palladio (Au-Pt-Pd);

leghe a base di oro-palladio-argento (Au-Pd-Ag);

leghe a base di palladio-argento (Pd-Ag);

leghe a base di oro-palladio (Au-Pd);

leghe a base di titanio (Ti);

leghe a base di palladio (Pd);

leghe non nobili;

leghe a base di nichel-cromo (Ni-Cr);

leghe a base di nichel-cromo-berillio (Ni-Cr-Be);

leghe a base di cobalto-cromo-molibdeno (Co-Cr-Mo);

leghe a base di cobalto-cromo-tungsteno-rutenio (Co-Cr-W-Ru);

leghe a base di cobalto-cromo-molibdeno-titanio (Co-Cr-Mo-Ti);

leghe a base di ferro-cromo (Fe-Cr).

2. LEGHE NOBILI

2.1 Leghe a base di oro-platino-palladio

I principali vantaggi di queste leghe sono: l'ottima unione con la ceramica, la buona fusibilità, la facilità di rifinitura e di lucidatura, l'elevata resistenza alla corrosione, la biocompatibilità, le caratteristiche meccaniche soddisfacenti per vari tipi di protesi purchè non troppo estese, la facilità di saldatura prima e dopo l'applicazione della ceramica.

D'altra parte i loro principali svantaggi sono i seguenti: una relativamente bassa resistenza allo scorrimento viscoso a caldo che può causare la deformazione di margini sottili delle corone o con la distorsione dei ponti estesi durante la cottura della ceramica, una resistenza meccanica ed un modulo di elasticità alquanto bassi e non adeguati per ponti estesi a meno che non si usino spessori notevoli specialmente nei connettori (1).

2.2 Leghe a base di oro-palladio-argento

La densità di queste leghe è minore di quella delle leghe precedenti. Esse presentano, inoltre, delle proprietà meccaniche più elevate, una maggiore rigidità ed un minore scorrimento viscoso a caldo, che ne consentono l'impiego anche per la costruzione di protesi più estese.

Il principale svantaggio di queste leghe risiede nella loro tendenza a generare un cambiamento di colore nella ceramica in corrispondenza dei margini sottili di quest'ultima.

Alcune ceramiche, infatti, se vengono cotte su leghe di questo tipo possono presentare una leggera colorazione verdastra lungo i margini.

Inoltre, la relativamente elevata concentrazione di palladio può aumentare il pericolo di assorbimento di idrogeno nelle leghe durante la loro fusione. Le altre loro proprietà sono nel complesso simili a quelle delle leghe a base di oro-platino-palladio.

2.3 Leghe a base di palladio-argento

Queste leghe hanno una densità inferiore delle precedenti. Le loro proprietà meccaniche sono simili o leggermente maggiori di quelle delle leghe del tipo precedente e quindi esse sono impiegabili per gli stessi scopi. In particolare, il modulo di elasticità di queste leghe è il più elevato di tutte le leghe nobili impiegabili per la costruzione di protesi in metallo-ceramica.

I loro principali svantaggi risiedono nel fatto che l'elevata concentrazione di palladio può aumentare il pericolo di assorbimento di idrogeno nelle leghe durante le fusioni, e nel fatto che l'elevato contenuto di argento può causare dei cambiamenti di colore nella ceramica, specialmente in corrispondenza dei suoi margini.

Tale colorazione può variare dal verdastro al giallo o all'arancio con l'aumentare dell'argento assorbito nella ceramica, e ciò dipende dalla composizione di quest'ultima e dei cicli di cottura.

Alcune ceramiche, comunque, non presentano questo fenomeno ed il loro impiego è pertanto raccomandato.

Il cambiamento di colore di alcuni tipi di ceramiche è dovuto ad un assorbimento di argento in esse, e si ritiene che tale fenomeno avvenga nel modo seguente. Alla temperatura di cottura della ceramica, l'argento presenta una relativamente elevata tensione di vapore e, pertanto, dalla lega si può liberare dell'argento sotto forma gassosa, il quale si disperde nel forno e condensa nelle zone più fredde.

Durante le successive cotture di argento così depositatosi evapora ancora e quindi condensa nuovamente nelle zone più fredde presenti nel forno, comprese le protesi.

Si ritiene, inoltre, che l'argento gassoso sia molto attivo in prossimità delle superfici della lega e che pertanto possa essere facilmente assorbito nella ceramica.

Il primo effetto si può notare dopo un prolungato impiego di leghe contenenti elevate concentrazioni di argento.

Se il forno non viene adeguatamente decontaminato a regolari intervalli di tempo, la ceramica può subire delle alterazioni di colore anche se viene cotta su leghe non contenenti argento.

La decontaminazione del forno può essere eseguita periodicamente, mettendo in esso un apposito pezzo di carbone ed eseguendo un riscaldamento secondo le istruzioni del fabbricante del pezzo di carbone stesso.

Quest'ultimo viene appositamente prodotto per questo scopo, ed essendo molto poroso durante il riscaldamento assorbe l'argento gassoso che si forma nel forno a seguito della evaporazione dell'argento condensato in precedenza sulle pareti del forno stesso.

Il secondo effetto spiega il fenomeno per cui la decolorazione generalmente appare lungo i margini della ceramica.

Per ridurre il fenomeno dell'alterazione del colore della ceramica, si può applicare sulla lega una sostanza che prende il nome di condizionatore superficiale, prima di eseguire l'applicazione e la cottura della ceramica. I condizionatori superficiali sono principalmente dei due tipi seguenti:

- condizionatori superficiali a base di oro
- condizionatori superficiali ceramici.

Nel primo caso, l'applicazione e la fusione del condizionatore superficiale a base di oro sulla superficie della lega riduce la concentrazione dell'argento presente nello strato superficiale della lega stessa.

Nel secondo caso l'applicazione e la cottura del condizionatore ceramico sulla superficie della lega genera una barriera tra la lega e la ceramica che evita che i due materiali entrino in contatto diretto tra loro.

Probabilmente, comunque, il metodo migliore per evitare alterazioni di colore della ceramica è quello di impiegare delle ceramiche che non presentino tale fenomeno quando vengono cotte su leghe contenenti elevate concentrazioni di argento.

Un altro problema che si può incontrare con le leghe al palladio-argento è legato al loro impiego con alcune ceramiche europee. Queste leghe erano state sviluppate per essere

impiegate con le ceramiche statunitensi, che generalmente presentano un coefficiente di dilatazione termica lineare leggermente più elevato di quelle europee.

Ciò può determinare un maggior numero di screpolature di alcune ceramiche europee, quando esse vengono cotte su queste leghe, specialmente se si creano delle condizioni favorevoli perché ciò si verifichi.

E' opportuno osservare, comunque, che alcuni fabbricanti europei hanno prodotto delle ceramiche aventi un'espansione termica leggermente maggiore di quelle tradizionali, in modo da renderle compatibili con le leghe a base di palladio-argento. Inoltre, come si è detto, alcuni tipi di ceramiche hanno una composizione tale da non renderle soggette ad alterazioni di colore quando vengono cotte su queste leghe.

2.4 Leghe a base di oro-palladio

L'intervallo di fusione di queste leghe è in genere più elevato delle leghe nobili esaminate in precedenza, e ciò comporta minori pericoli di deformazioni delle strutture metalliche durante la cottura della ceramica.

Le loro proprietà meccaniche sono in genere elevate e notevolmente superiori di quelle delle leghe nobili con più alto contenuto d'oro. L'assenza dell'argento non comporta il pericolo di colorazioni indesiderate della ceramica.

La lavorazione di queste leghe è simile a quella delle leghe nobili con un più alto contenuto d'oro.

La sostituzione dell'argento con il palladio ha portato una leggera diminuzione della dilatazione termica di queste leghe, rendendole più compatibili con le ceramiche europee.

D'altra parte, però, quest'ultimo fattore ha determinato una certa incompatibilità con alcune ceramiche ad alta espansione e questo è praticamente l'unico inconveniente presentato da queste leghe.

In generale si può ritenere che quando queste leghe vengono impiegate con ceramiche compatibili per quanto riguarda la dilatazione termica, esse non presentano in generale

degli svantaggi, ma presentano anzi dei vantaggi rispetto alle leghe con più alto contenuto d'oro.

Si può concludere affermando che queste leghe sono probabilmente le più soddisfacenti tra le leghe nobili per metallo-ceramica.

Recentemente sono state prodotte alcune di queste leghe contenenti una piccola quantità di argento, e probabilmente le leghe, così ottenute sono superiori delle leghe all'oro-palladio prive di argento. Poiché la concentrazione dell'argento è bassa (generalmente inferiore al 5%), non vi sono effetti negativi per quanto riguarda il colore della ceramica.

Queste leghe presentano in genere una miglior fusibilità ed un leggero aumento della dilatazione termica e quest'ultimo fattore tende ad eliminare le incompatibilità con alcune ceramiche presentate dalle leghe prive di argento.

2.5 Leghe a base di palladio

Le leghe ad alta concentrazione di palladio sono tra le più recenti introdotte in odontoiatria per la costruzione di protesi in metallo-ceramica. Probabilmente esse rappresentano uno dei settori di maggiore ricerca per quanto riguarda la metallurgia dentale.

Le proprietà meccaniche di queste leghe sono generalmente buone ed in particolare la resistenza alla trazione e la purezza di alcune di esse sono notevolmente elevate.

Non si riscontrano in generale problemi legati al colore della ceramica in quanto non è presente argento.

Alcune leghe presentano maggiori difficoltà di saldatura rispetto ad altre.

Inoltre è generalmente sconsigliata la saldatura dopo la cottura della ceramica per i risultati non molto sicuri che essa fornisce.

Tale problema può, comunque, essere in parte superato applicando sulle parti da saldare, prima della cottura della ceramica uno strato di lega d'apporto ad alta

temperatura di fusione, indicata per l'esecuzione delle saldature prima dell'applicazione della ceramica.

Ciò facilita la saldatura in forno dopo l'applicazione e la cottura della ceramica.

Alcune di queste leghe presentano una minore resistenza allo scorrimento viscoso a caldo rispetto ad altre e pertanto le prime non sono indicate per ponti molto estesi.

L'elevata concentrazione di palladio può alimentare il pericolo di assorbimento di idrogeno in queste leghe, ed inoltre il legame con la ceramica non sempre è altrettanto soddisfacente quanto quello presentato dalla maggior parte delle altre leghe nobili.

2.6 Leghe a base di titanio

Il titanio è un materiale relativamente nuovo scoperto da Gregor in Inghilterra nel 1790, è stato considerato una rarità da laboratorio fino alla fine degli anni trenta, quando nuove scoperte tecnologiche hanno permesso l'impiego di un gran numero di metalli nuovi, soprattutto nell'industria bellica degli U.S.A.

Si riscontrano sempre in quegli anni, i primi interventi chirurgici di impianti metallici con titanio.

Il titanio, simbolo atomico Ti, situato nel IV gruppo della IV tavola periodica degli elementi con il numero atomico 22, è un metallo leggero (peso atomico 47.9) e non magnetico. E' il nono elemento più diffuso allo stato naturale.

Il titanio puro viene suddiviso in quattro gradi: 1, 2, 3, 4. Aumentando il grado aumenta la quantità degli elementi impuri Ossigeno, Ferro e Azoto, con una maggior resistenza, ma con un abbassamento della duttilità.

E' dall'inizio degli anni cinquanta che il titanio viene utilizzato nelle industrie chimiche, energetiche, aerospaziali.

Tra gli impieghi in chirurgia medica vanno citate le valvole cardiache, le protesi d'anca, apparecchi acustici e lamine per la chirurgia maxillofacciale (4,8).

3. LEGHE NON NOBILI

La maggior parte di queste leghe appartiene al gruppo delle cosiddette leghe al nichel-cromo, in quanto questi due metalli sono i loro principali componenti.

Esistono anche altri tipi di leghe non nobili, quali le leghe al cobalto-cromo-molibdeno, le leghe al cobalto-cromo-tungsteno-rutenio, le leghe al ferro-cromo, ma tutte queste sono disponibili in un numero molto minore delle leghe al nichel-cromo.

Delle leghe non nobili per metallo-ceramica, quelle che in genere vengono considerate più soddisfacenti per quanto riguarda le loro proprietà complessive, sono le leghe al nichel-cromo contenenti una piccola percentuale di berillio (0.5–1.5% circa).

Durante la cottura della ceramica, infatti, le leghe al nichel-cromo hanno la tendenza a produrre una pellicola relativamente spessa di ossidi, che riduce l'adesione della ceramica alla lega.

Se in lega è presente un'adeguata concentrazione di berillio (circa 1–2 %), sulle superfici della lega si forma una sottile pellicola di ossido di berillio che inibisce la formazione di ossido di cromo, migliorando l'adesione della ceramica.

La presenza di berillio in lega, inoltre, abbassa il suo intervallo di fusione, riduce il ritiro e rende più fluida la lega allo stato liquido, migliorandone quindi la fusibilità.

D'altra parte, a causa della potenziale pericolosità del berillio sono state prodotte numerose leghe al nichel-cromo con una relativamente elevata concentrazione di molibdeno e alcune leghe al cobalto-cromo.

Oltre agli elementi che sono stati citati, le leghe non nobili per metallo-ceramica contengono in genere numerosi altri elementi, generalmente in piccola concentrazione, che hanno anch'essi un'importante influenza sulle proprietà complessive di ciascuna lega.

A causa dell'elevato numero di leghe non nobili per metallo-ceramica, non è semplice dare delle indicazioni generiche sulle loro proprietà.

Ciascuna di queste leghe deve essere pertanto esaminata singolarmente, per quanto riguarda le sue proprietà, prima di prendere eventuali decisioni relative al suo impiego.

Varie proprietà di queste leghe, che possono essere considerate svantaggiose quando tali leghe vengono impiegate per la costruzione di protesi fisse interamente metalliche, possono invece essere sfruttate vantaggiosamente nella costruzione di protesi in metallo-ceramica.

Ad esempio, le elevate caratteristiche meccaniche di numerose di queste leghe consentono di costruire le strutture metalliche leggermente più sottili. L'elevato modulo di elasticità riduce la flessibilità di tali strutture, rendendo pertanto utili queste leghe per la costruzione di protesi estese.

Le difficoltà legate alla saldatura di queste leghe possono essere in parte superate costruendo una struttura metallica in un unico pezzo o suddivisi in parti collegate tramite degli incastri.

A causa delle elevate caratteristiche meccaniche presentate da numerose di queste leghe, i ritocchi occlusali, la rifinitura e la lucidatura, la rimozione delle protesi dai denti e la loro eventuale apertura per creare un accesso per scopi endodontici, sono operazioni generalmente difficoltose (9).

3.1 Biocompatibilità delle leghe odontoprotesiche

Nell'ultimo decennio, l'aumento di patologie orali e sistemiche indotte dai materiali protesici e le numerose ricerche sulla distribuzione in diversi organi dei materiali che si liberano per corrosione dalle leghe protesiche hanno sollecitato i ricercatori a porre una particolare attenzione alla biocompatibilità di tali materiali.

Negli anni passati questa proprietà era sinonimo di assenza di tossicità e i materiali dentali erano considerati accettabili in funzione del fatto di non essere irritanti o di non intossicare il paziente o di non avere effetti indesiderati sulle persone professionalmente esposte.

Oggi, anche se l'aspetto predominante è sempre quello di evitare effetti nocivi, il termine biocompatibilità ha assunto un significato più ampio, cioè viene definito come la tolleranza dei tessuti vitali nei confronti dei materiali, in altri termini è una misura della reazione dei tessuti biologici quando giungono a contatto con un elemento estraneo.

Praticamente la biocompatibilità può essere considerata come la capacità di un biomateriale di svolgere correttamente le proprie funzioni, in un'applicazione specifica, inducendo una risposta adeguata da parte dell'ospite.

La definizione sopracitata, quindi, implica molto di più che la sola assenza di effetti nocivi da parte di un biomateriale, comprendendone anche le caratteristiche intrinseche, quali per esempio quelle meccaniche, per cui il termine biocompatibilità oggi comprende tutte le reazioni tra i biomateriali ed il paziente.

Quindi, la selezione e la valutazione di qualsiasi materiale o dispositivo da utilizzare nel corpo umano richiedono una serie di approfondite indagini onde poterne valutare i vantaggi e gli svantaggi derivanti dall'uso di questi materiali ed evidenziarne preventivamente i potenziali rischi per la salute.

3.2 Biocompatibilità delle leghe non nobili

In odontoiatria, e più generalmente in biologia, le leghe nobili sono da sempre ritenute biocompatibili rispetto alle leghe non nobili.

Comunque, vi è una discordanza di opinioni su queste leghe, in quanto alcuni le considerano delle valide leghe alternative alle leghe nobili, mentre altri ne sconsigliano l'impiego, soprattutto per quanto riguarda i dubbi relativi alla biocompatibilità ed alla pericolosità delle leghe contenenti nichel e berillio.

Per eliminare queste possibili fonti di rischio, sono state prodotte anche leghe che non contengono tali metalli, quali le leghe al cobalto-cromo-molibdeno, le leghe al cobalto-cromo-tungsteno-rutenio, le leghe al cromo-cobalto-molibdeno-titanio, le leghe al ferro-cromo.

Le leghe ad elevata concentrazione di cobalto, inoltre, sono in genere più difficili da fondere rispetto alle leghe nichel-cromo; inoltre, a meno che esse non contengano del rutenio che ne abbassa il coefficiente di dilatazione termica, queste leghe non sono raccomandate per numerose ceramiche europee, che presentano un'espansione più bassa di quelle americane.

In particolare, inoltre, le leghe a base di cobalto-cromo-molibdeno-titanio richiedono che la fusione e la colata vengano eseguite sottovuoto, impiegando apposite macchine per colata, onde non contaminare tale leghe.

Comunque, la buona biocompatibilità dell'oro e le sue leghe sembra essere superata solamente dal titanio e dalle sue leghe; in campo odontoiatrico il titanio, infatti, resta attualmente il metallo più affidabile per l'esecuzione di una corretta routine implantologica e protesica, vista la sua eccellente biocompatibilità, associata alle sue elevate caratteristiche meccaniche, alla buona resistenza alle correnti galvaniche e agli agenti aggressivi dei liquidi endorali ed al suo basso peso specifico ($\text{g/cm}^3 4.51$).

Alcune leghe non nobili contengono una piccola quantità di berillio (0.5 – 1.5% circa). Tale elemento viene aggiunto per abbassare la temperatura di fusione, aumentare la fluidità delle leghe allo stato liquido e quindi migliorare la colabilità, ridurre le dimensioni dei grani e, nel caso delle leghe per metallo-ceramica, migliorare l'adesione tra la lega e la ceramica che su di essa viene cotta.

Inoltre, le leghe non nobili contenenti del berillio danno, in genere, migliori risultati per la costruzione dei restauri fusi mordenzati.

Il berillio è un elemento molto tossico e anche se attualmente non esistono casi documentati di tossicità da berillio di origine dentale, si ritiene che l'aspirazione di polveri e di fumi di leghe contenenti questo elemento rappresenti un potenziale pericolo per la salute degli operatori.

Pertanto la molatura, la fresatura, la fusione, la saldatura e tutte le lavorazioni che producono polveri e fumi di leghe contenenti berillio dovrebbero essere sempre eseguite in presenza di adeguati impianti di aspirazione.

Inoltre, quando l'odontoiatra deve rimuovere una protesi fissa metallica contenente berillio, è opportuno che egli usi la mascherina e che applichi al paziente la diga di

gomma, in modo che entrambi non aspirino particelle di lega prodotte durante la sua fresatura.

La normativa ISO n. 6871 stabilisce le specifiche delle leghe non nobili, da utilizzare per la fabbricazione di protesi rimovibili (scheletrati); tale normativa è da tenere presente perché la n. 9693, relativa alle ceramiche per uso odontoiatrico, non identifica con precisione le caratteristiche delle leghe, e rimanda alle specifiche norme di ogni tipo di lega.

Per quanto riguarda le leghe a base di nichel e di cobalto, la n. 6871, anche se relativa a leghe da usare nella costruzione di scheletrati e non per sottostrutture da ceramizzare, indica che : contenuto, in massa, maggiore dello 0.1% di Ni, dello 0.02 di Be o di altri elementi pericolosi, va precisato sulla confezione, mediante un'avvertenza; inoltre devono essere indicati i nomi e la percentuale in massa di tutti gli elementi pericolosi.

Vari studi, eseguiti su lavoratori impiegati in industrie di lavorazione del nichel, hanno dimostrato che questo metallo e i suoi composti sono delle sostanze cancerogene e che la maggior fonte di pericolo è rappresentata, come per il berillo, dall'aspirazione di polveri e di fumi prodotti durante le lavorazioni delle leghe non nobili al nichel-cromo, in quanto queste leghe, come si è visto, contengono in genere un'elevata concentrazione di nichel. Il nichel, inoltre, è un potente allergene (cioè un elemento in grado di scatenare reazioni allergiche in alcune persone che ne vengano a contatto).

A questo riguardo si ricorda che il nichel da solo è responsabile di più casi di dermatiti da contatto di tutti gli altri metalli.

Una statistica statunitense ha dimostrato che la percentuale di donne allergiche al nichel è notevolmente superiore a quella degli uomini. Infatti, circa il 9.7% delle donne sono allergiche al nichel, rispetto a circa lo 0.8% degli uomini. Comunque, l'esposizione intraorale di leghe contenenti nichel non comporta in genere un aumento delle allergie nei confronti di questo metallo. E' opportuno, pertanto, evitare di applicare protesi metalliche costruite con leghe contenenti nichel nel cavo orale di persone allergiche a tale metallo.

E' necessario, quindi, che prima di prescrivere protesi di questo tipo l'odontoiatra stabilisca se il paziente è, o meno, allergico a questo metallo.

4. MATERIALI CERAMICI PER USO ODONTOIATRICO

La ceramica per applicazioni odontoiatriche è di aspetto diverso da quello della porcellana per suppellettili, ma è costituita sostanzialmente dagli stessi componenti.

Ogni componente della porcellana serve ad un determinato scopo e deve essere presente nelle adeguate proporzioni affinché il prodotto finale soddisfi i requisiti del restauro.

Questi componenti sono il feldspato, il quarzo e il caolino che presentano le seguenti caratteristiche.

Il feldspato è composto da una miscela di silicato di potassio e albite, e di norma costituisce circa l'80% della composizione.

Il feldspato potassico viene spesso utilizzato nella ceramica ad uso odontoiatrico per il suo alto tenore di potassio. Il feldspato facilita la fusione dei vari componenti durante la cottura. La sua gamma di fusione è relativamente limitata (1.100–1.300 °C).

Dopo la fusione, diventa un materiale vitreo ad alta viscosità e trasparenza.

Il quarzo è un tipo di silice (anidride di silicio). Viene utilizzato sotto forma di quarzite o sabbia di silice. Dato l'elevato punto di fusione (1685 °C) è difficile fonderlo durante la cottura e, quindi, lo si impiega come struttura refrattaria nella ceramica.

Aumenta la resistenza della ceramica e, se aggiunto ad alta concentrazione, diminuisce la traslucenza).

Il caolino viene chiamato anche "Bianco di Cina" ed è costituito principalmente da minerali di argilla. E' un materiale viscoso e plastico e viene miscelato alla porcellana per articoli casalinghi, nella fase iniziale prima della cottura, in modo da agevolare la costruzione di un vaso o di una statuetta. Il suo punto di fusione tocca anche i 1.770 °C. Dal momento che la ceramica per applicazioni odontoiatriche è soggetta a vetrificazione, il caolino non trova impiego come materiale plastico. Se ne ottiene il miglioramento delle qualità di manipolazione regolando le dimensioni delle particelle rettificate dopo la vetrificazione, oppure aggiungendo un legante organico, quali dell'amido o del saccaride. Dal momento che il caolino è anche notevolmente opaco, la

ceramica dentale che richieda una certa traslucenza non conterrà che una quantità limitata di caolino.

La ceramica dentale contiene pochissimo caolino mentre il contenuto di feldspato raggiunge valori elevati fino al 75-81%, allo scopo di vetrificare la ceramica in modo da conferirle una traslucenza simile a quella dei denti naturali.

Nella scienza che studia le ceramiche, quella dentale viene classificata come un tipo di porcellana vetrificata al feldspato nella categorie delle porcellane tenere.

Si distingue per il suo alto tenore di feldspato rispetto alla porcellana in genere e per le sue capacità di vetrificazione.

La normale porcellana viene prodotta per polverizzazione dei materiali che la costituiscono, mescolandoli quindi, fino a formare un impasto simile all'argilla, che viene poi modellato nella forma desiderata, asciugato e quindi cotto.

Nella preparazione della ceramica dentale si scalda l'impasto di polveri fino a farle fondere almeno una volta durante il processo intermedio. Questo processo viene denominato vetrificazione, durante il quale avvengono varie reazioni termochimiche nell'impasto riscaldato, in modo che le particelle già fuse e quelle che invece non hanno ancora reagito, si fondano insieme in una massa unica.

Le polveri di porcellana utilizzate nella normale pratica di laboratorio si ottengono facendo raffreddare velocemente nell'acqua la massa fusa, raccogliendone i frammenti, in modo da polverizzarli nuovamente in particelle fini. Essendo già stati eliminati, in seguito al processo di vetrificazione, l'acqua legante del caolino ed i gas, ed essendo ormai terminati i complessi cambiamenti chimici avvenuti ad alta temperatura, la polvere così ottenuta permette di risparmiare tempo in fase di asciugamento e di cottura in laboratorio. Ciò significa che, nel laboratorio odontotecnico, è necessario soltanto riscaldare le polveri di porcellana in cui è già avvenuta la reazione fino a sintetizzarle. Questa tecnica permette di ottenere una corona in ceramica più stabile, di alta qualità e con buone caratteristiche di riproducibilità (9).

4.1 Classificazione delle ceramiche dentali

Le ceramiche dentali vengono classificate a seconda dell'intervallo dei punti di fusione: ad alta, media e bassa fusione. La differenza tra queste temperature di fusione dipende essenzialmente dal contenuto di fondenti quali carbonato di sodio, carbonato di calcio, carbonato di potassio e borace, che fondono a temperature inferiori e che sono più reattive del feldspato.

Ceramiche ad alto punto di fusione (1.200–1.370 °C).

Sono utilizzate principalmente per denti artificiali in protesi totali e di rado come ceramiche ad alta fusione per corone a giacca.

Ceramiche a medio punto di fusione (1.060–1.200 °C).

Sono utilizzate per denti artificiali in ceramica, nelle travate di ponte.

Ceramiche a basso punto di fusione (850–1.060 °C).

Sono queste le ceramiche maggiormente utilizzate in ogni laboratorio odontotecnico con minori problemi per le cotture.

Appartengono a questo gruppo la ceramica a bassa fusione per le corone a giacca, quella per i sistemi in metallo-ceramica, quelle allumino se e le varie polveri di colorazione e di glassatura. Sebbene questi tre gruppi, in sostanza, abbiano gli stessi componenti, esiste, tuttavia, una chiara differenza, in termini, di rispettive microstrutture tra le ceramiche ad alta o media fusione e quelle a bassa fusione.

4.1.1 Ceramiche ad alto e medio punto di fusione

Questo tipo di ceramica si ottiene polverizzando feldspato, quarzo, caolino ed altri additivi, impastandoli e riscaldandoli ad alta temperatura fino alla fusione (ossia alla vetrificazione).

Infine, si procede a polverizzare l'impasto una volta raggiunto il punto di cottura in cui il feldspato e i fondenti che fondono ad una temperatura relativamente bassa, hanno reagito con gli altri componenti.

L'osservazione al microscopio di questi materiali rivela una struttura complessa, costituita da una catena amorfa, feldspatica, nella quale si trovano incorporate fini strutture cristalline, consistenti, per lo più, di quarzo.

Il tenore di fondente, che ha un intervallo di fusione inferiore ed è più reattiva del feldspato, è maggiore nella ceramica a media fusione che non in quella ad alta fusione. La ceramica a media fusione facilita di conseguenza la cottura e la vetrificazione a temperature minori rispetto alla ceramica ad alta fusione.

4.1.2 Ceramiche a basso punto di fusione

Anche i materiali appartenenti a questo gruppo si ottengono per cottura fino a vetrificazione ma, rispetto ai materiali ad alta e media fusione, il tenore di caolino è minore, se non del tutto assente. Il contenuto di fondenti, invece, raggiunge il 15% circa. La combinazione tra il basso tenore di caolino, che ha un punto di fusione alto (1770 °C), e l'alto tenore di fondente (ossidi metallici alcalini), che ha un basso intervallo di fusione e che è altamente reattivo, dà origine ad un materiale liquido vitreo quando il processo di cottura serve alla vetrificazione, poiché la matrice di vetro contenente il fondente, già fusa a temperatura inferiore, reagisce con facilità con i cristalli di quarzo e si allumina, in modo che, alla fine, si ottiene una fusione completa di tutti i componenti. Nella ceramica a bassa fusione i componenti si fondono nella matrice attraverso una reazione chimica durante la cottura di vetrificazione.

Di conseguenza, si ottiene, dopo il raffreddamento, una microstruttura che contiene molto meno cristallo del quarzo ed è più omogenea e più simile al vetro che non la ceramica ad alta o media fusione. In virtù di questa microstruttura omogenea, è possibile ottenere, con un'abrasione meccanica, una superficie liscia come se fosse vetrinata.

4.2 Ceramica per strutture in metallo-ceramica

Questa ceramica, se classificata in base al criterio della temperatura di cottura, appartiene al gruppo di ceramiche a bassa fusione ed ha una microstruttura unica nel suo genere, che la distingue dalle altre ceramiche per il fatto che richiede una corretta coordinazione con il metallo in termini di dilatazione termica. La dilatazione termica di un'intera massa di ceramica dipende dalla dilatazione termica delle particelle cristalline che essa contiene.

Il coefficiente di dilatazione termica nei sistemi in metallo-ceramica è alto, proprio per l'esistenza di tali particelle cristalline, con elevato coefficiente di dilatazione termica, conosciute con il nome di leucite.

La caratteristica peculiare della ceramica, utilizzata nei sistemi in metallo-ceramica, è costituita da un processo in cui il materiale viene mantenuto ad una certa temperatura per un dato intervallo di tempo, dopo la vetrificazione, allo scopo di isolare e far precipitare nella matrice i cristalli di leucite con una elevata dilatazione termica.

Inoltre, per facilitare la precipitazione dei cristalli per riscaldamento, si aggiunge, prima della vetrificazione, una quantità maggiore di componenti a base di potassio, quale il carbonato di potassio, rispetto alle altre porcellane a bassa fusione.

A causa di queste differenze di composizione e di trattamento termico, rispetto alle altre porcellane a bassa fusione, un certo numero di cristalli di leucite precipita nella matrice di vetro della porcellana a bassa fusione ed avendo questi cristalli di leucite una grande dilatazione termica essi determineranno la dilatazione dell'intera massa di ceramica adatta ai sistemi di metallo-ceramica.

In pratica la ceramica ad elevata dilatazione termica si ottiene facendo precipitare dei cristalli di leucite, in una concentrazione del 30-40 % in una matrice di vetro.

5. INDAGINE SPERIMENTALE

Lo scopo di questo tipo di sperimentazione è stato quello di effettuare una serie di test a rottura di tipo meccanico, di sforzo di taglio a compressione, al fine di combinare i risultati con un'analisi dei campioni utilizzati per poter mettere a confronto diversi sistemi metallo-ceramici.

5.1 Materiali e metodi

Per la realizzazione di questa prova meccanica sono state preparate cinque serie di campioni, ogni gruppo era composto da cinque cilindri metallici con lo spessore del metallo equivalente a 0.4 mm, dove all'interno degli stessi è stata posizionata e cotta una quantità di ceramica.

Le strutture fuse e la parte ceramica dei campioni sono state eseguite seguendo le istruzioni del fabbricante.

I pezzi metallici erano complessivamente venticinque, della lunghezza di 20 mm, del diametro di 2.4 mm, mentre lo spessore interno della ceramica era di 4 mm circa.

La costruzione dei campioni è stata effettuata utilizzando tre leghe metalliche e tre tipi di ceramiche.

Le leghe metalliche utilizzate sono state: una lega aurea (Au+Pt+Pd 89.9%) denominata commercialmente Pentagamma, una lega di Palladio (Au+Pt+Pd 81,1%) denominata New Style e del Titanio di grado 2°.

Le ceramiche impiegate sono state: una semisintetica chiamata commercialmente Creation iridescente, una tradizionale chiamata Ivoclar IPS classic ed una indicata esclusivamente per il titanio chiamata Detrey Dentsply T. Bond.

Per la costruzione dei provini è stata utilizzata cera calibrata di spessore di 0.4 mm, che è stata tagliata nella misura di 20 mm x 11 mm.

Per dare la giusta forma cilindrica ai provini è stata utilizzata un'asticella di acciaio di 3 mm di diametro, sulla quale sono stati arrotolati i rettangoli di cera calibrata precedentemente preparati, saldati lungo la linea di congiunzione con cera per fusioni.

I pezzi così ottenuti sono stati controllati nel peso singolarmente e messi in fusione.

Per il titanio è stato usato un rivestimento al magnesio-alluminio specifico per questo tipo di metallo denominato commercialmente Titec della Orotig.

Nel rapporto polvere liquido sono state seguite le indicazioni del fabbricante, la miscelazione è stata effettuata sotto vuoto e l'essiccamento a temperatura ambiente.

Nelle fusioni in titanio è molto importante rispettare le modalità di funzionamento della fonditrice automatica utilizzata (OROTIC 201 F) ed i parametri del preriscaldamento del cilindro.

Per la lega d'oro e lega di palladio si è usato un rivestimento a legante fosfatico privo di carbonio o grafite (GL FUJIVEST SUPER) dalle seguenti caratteristiche fisiche, in base alle direttive ISO/DIS 9694.2 (1995):

- Espansione da indurimento pari al 1.18%;
- Espansione termica dell'1.01%;
- Espansione totale del 2.19%;
- Resistenza a compressione di 5 Mpa;
- Scorrimento di 14 cm.

Il rivestimento è stato miscelato sotto vuoto, colato nei rispettivi cilindri e posto in apparecchio a 3 atmosfere di pressione.

Ultimata la preparazione dei cilindri, gli stessi sono stati posizionati nel forno e portati alla giusta temperatura di esercizio.

Per la fusione della lega d'oro e della lega di palladio si è usata una tecnica molto diffusa nel nostro paese, che è stata applicata mediante un cannello ad ossigeno e propano e una centrifuga.

Dopo aver dato i giusti tempi di raffreddamento al cilindro si è proceduto alla verifica dei pezzi fusi.

Data l'anomala forma e dimensione dei campioni, si è riscontrato che non tutti i pezzi messi nel cilindro uscivano, dopo la fusione, nella forma originale del manufatto in cera. Pertanto si è proceduto alla ripetizione di tali operazioni.

Per il titanio sono state necessarie due fusioni, mentre per la lega d'oro e la lega palladio ne sono state necessarie quattro.

Dopo aver ottenuto il quantitativo di provini necessario per la sperimentazione e suddivisi in base al tipo di lega utilizzata, si è proceduto alla preparazione delle superfici metalliche effettuando la rifinitura delle stesse con frese al carburo di silicio (in alternativa si possono usare frese diamantate).

Nella procedura di rifinitura il metallo è stato limato in una sola direzione e successivamente sottoposto a sabbatura con biossido di alluminio a 50 micron, per le leghe d'oro e leghe di palladio, e a 150 micron per il titanio, con una pressione di esercizio di 2 atmosfere.

Poi le strutture sono state pulite da eventuali residui di lavorazione, operazione che poteva essere effettuata utilizzando due metodiche, sia mettendo i provini metallici in ultrasuoni con acqua distillata per 5 minuti, sia usando un generatore di vapore saturo (quest'ultima metodica è stata quella utilizzata).

A questo punto le strutture metalliche avevano raggiunto la giusta preparazione per l'applicazione delle masse ceramiche.

Un presupposto indispensabile nelle ricostruzioni metallo ceramica è il meccanismo di legame metallo - ceramica. Tale meccanismo va inteso come l'unione di varie categorie di legame e, più precisamente del legame meccanico, del legame chimico, della fase di transizione e delle forze di Van der Waals.

Il legame meccanico è dovuto principalmente dall'irruvidimento intenzionale ottenuto per molatura e sabbatura che ha lo scopo di ottenere una superficie granulosa e irregolare, in modo da offrire una miglior presa al legame metallo-ceramico.

Il legame chimico è dovuto al fatto che il metallo e la ceramica a livello dell'interfaccia di fusione conservano degli elettroni in comune, sufficienti a determinare una forza di legame.

Il legame della fase di transizione è un tipo di legame indiretto tra il metallo e la ceramica, ottenuto attraverso uno strato intermedio di ossidi non sciolti che si sono formati sulla superficie del metallo.

Per quanto riguarda le forze di Van der Waals, esse danno luogo ad un tipo di legame debole dovuto alla reciproca reazione elettrostatica tra due atomi vicini.

L'effettivo legame tra i metalli e la ceramica dipende da vari meccanismi, che interagiscono tra loro, ed è causato da una serie di complesse reazioni termo-chimiche.

Per questo motivo è molto difficile stabilire con una certa precisione i livelli e la distribuzione di tali fattori.

Vickery e Bandinelli (1968) hanno studiato a fondo le forze di coesione tra i metalli preziosi e la ceramica giungendo alla conclusione che ognuno dei meccanismi di legame precedentemente descritti, contribuisce in modo diverso a determinare la resistenza globale del legame, secondo le seguenti percentuali:

- legame chimico	52%;
- legame meccanico	22%;
- legame dovuto alla forza di compressione della ceramica	26%.

Le sequenze di lavorazione per l'applicazione delle masse ceramiche sui metalli è la seguente:

asciugatura a temperatura ambiente o bocca di forno che prevede una cottura in forno sottovuoto da 500°C a 900°C (bonding opaco);

asciugatura che prevede una cottura in forno sottovuoto da 500°C a 900/930°C (dentina-smalto);

in forno da 600°C a 900°C in atmosfera per 1-2 min (vetrificazione);

in forno da 600°C a 900°C in atmosfera da 0 a 60 s (glassatura).

La temperatura di esercizio può variare a seconda del tipo di ceramica utilizzata e dei metalli impiegati. A questo proposito il titanio di grado 2 utilizzato per la sperimentazione ha una temperatura massima di utilizzo di 882°C, in quanto al di là di questa temperatura tale metallo può cambiare la reticolazione (10).

Completata la costruzione dei 25 provini (Fig. 1) si è iniziata la fase sperimentale vera e propria.

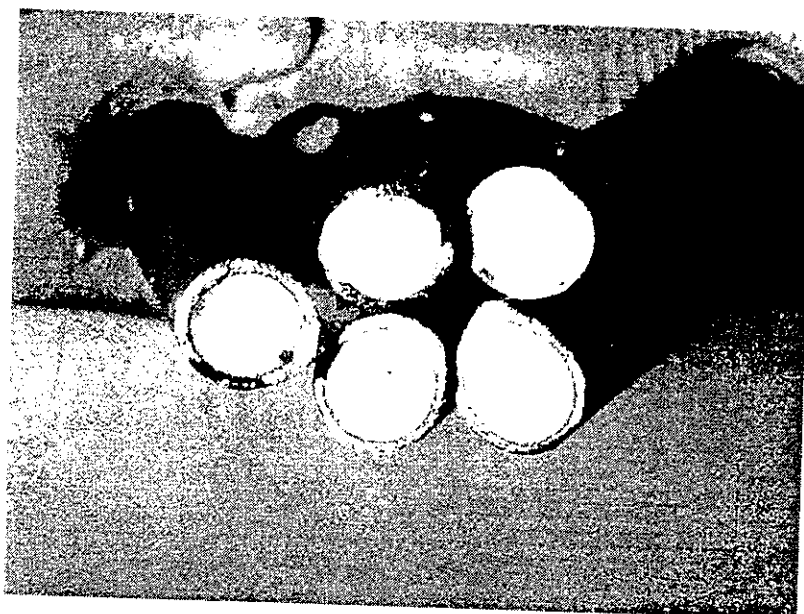


Figura 1. – Alcuni campioni di metallo-ceramica utilizzati per le prove meccaniche.

A tale scopo è stato utilizzato un dinamometro elettronico con cella di carico da 5 KN ed è stata impostata una velocità di 10 mm/min di avvicinamento degli afferraggi.

Si è dovuto ricorrere alla costruzione di un apposito afferraggio al fine di evitare l'alterazione dei campioni. La parte inferiore dell'afferraggio è stata realizzata con un cilindro metallico lungo 20 cm x 2.5 cm, con al centro un foro profondo 15 mm e largo 3.8 mm, necessario per trattenere i provini nella corretta posizione.

Quindi si è passati alla realizzazione della parte superiore dell'afferraggio, a forma di punzone, con acciaio di diametro di 0.8 mm, tornito all'estremità per una lunghezza di 0.9 mm e diametro 2.6 mm (Fig. 2).

Per le prove effettuate al fine di mettere a punto il sistema di afferraggi e il protocollo di prova, sono stati utilizzati altri campioni, onde evitare di danneggiare quelli che sarebbero stati necessari per un buon esito della sperimentazione. Messa a punto l'attrezzatura, si è iniziato l'esperimento in sequenza dei gruppi di campioni preparati e formati dalle combinazioni formate dalla lega aurea con la ceramica semisintetica, dalla

stessa lega aurea con la ceramica tradizionale, dalla lega di palladio con la ceramica semisintetica, dalla lega di palladio con la ceramica classica ed infine dal Titanio con la ceramica esclusiva per questo materiale.

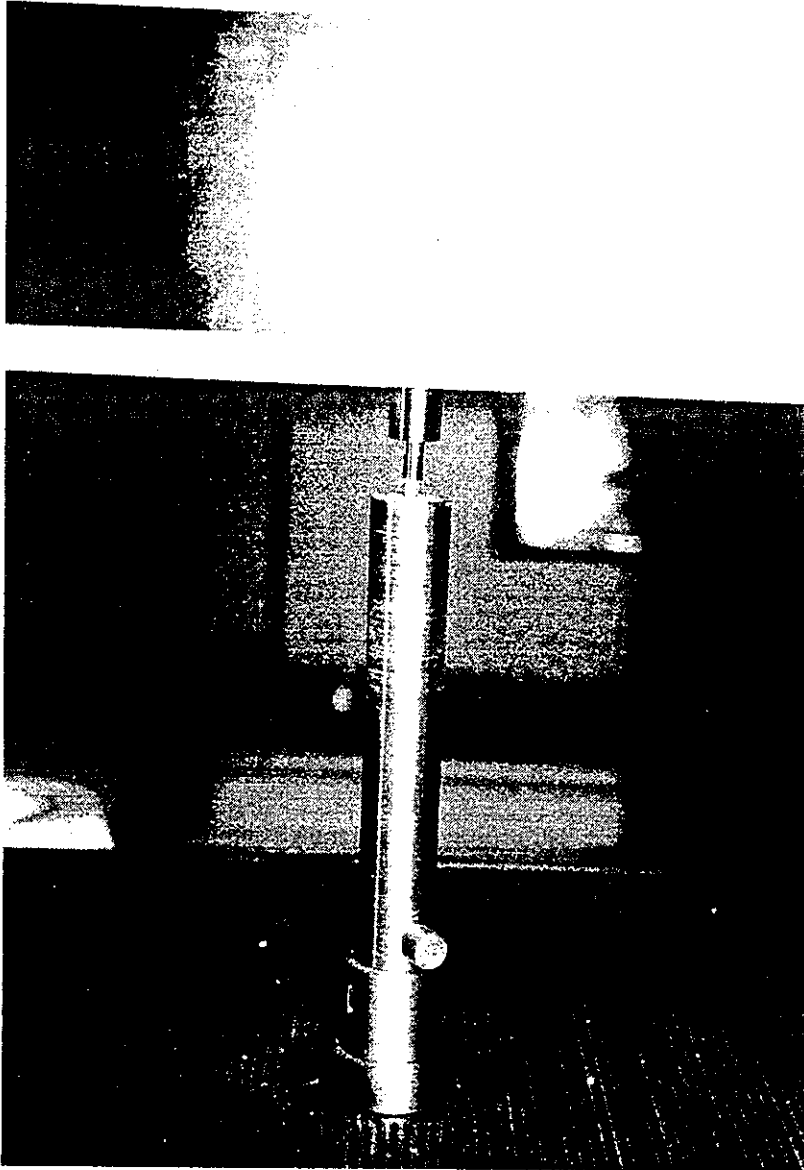


Figura 2. – *Dinamometro elettronico con sistema di afferraggi, costruito per l'applicazione dello sforzo di taglio su campioni metallo-ceramica, durante una prova.*

5.2 Risultati

L'applicazione, tramite il sistema di afferraggi descritto sopra, di un carico crescente a compressione applica uno sforzo di taglio alle interfacce metallo-ceramica investigate. I valori sperimentali ottenuti sono espressi in Mpa per evidenziare lo sforzo di taglio a rottura a compressione per unità di misura delle superfici di interfaccia interessate alla separazione meccanica.

I risultati sperimentali ottenuti dalle prove meccaniche sono riportati nella tabella 1. Dall'analisi comparativa dei risultati possiamo affermare che il legame metallo-ceramico di tutti gli elementi testati sembra essere sui valori indicati in letteratura.

Tenendo in considerazione la media dei valori ottenuti e la deviazione standard, il test meccanico per la valutazione del legame fra le leghe metalliche e le ceramiche scelte per questa indagine, presenta il seguente ordine sulla base delle capacità di resistenza a rottura, partendo dal risultato di maggior rilievo ottenuto.

La migliore prestazione è stata fornita dalla interfaccia tra la lega al Palladio e la ceramica classica.

Una prestazione inferiore è stata fornita dall'interfaccia sempre dalla lega al Palladio con la ceramica semisintetica. Le altre combinazioni di interfaccia con la lega aurea e le due ceramiche hanno ottenuto valori molto simili ma inferiori alle altre due combinazioni di interfacce con la lega di Palladio e le ceramiche provate.

La valutazione dell'interfaccia del titanio con la ceramica specifica per questo materiale mostra che i valori ottenuti in queste prove meccaniche sono simili a quelli ottenuti con la lega aurea e la ceramica classica e semisintetica, ma con una deviazione standard molto elevata che dimostra la complessità del legame di tale interfaccia.

Tabella 1. – *Risultati delle prove meccaniche.*

<i>Interfaccia Metallo-Ceramica</i>	<i>Sforzo di Taglio a Rottura (Mpa)</i>
Lega Palladio-Ceramica classica	58.7 ± 12.1
Lega Palladio-Ceramica semisinteca	36.7 ± 14.8
Lega Aurea- Ceramica classica	34.2 ± 8.7
Lega Aurea- Ceramica semisinteca	34.4 ± 16.8
Titanio- Ceramica specifica	42.2 ± 29

5.3 Discussione

Quando si studia la possibilità che accada una frattura interfacciale in una applicazione di due materiali, come una protesi odontoiatrica metallo-ceramica, deve considerarsi la configurazione dello sforzo sull'interfaccia.

Nel presente studio i valori ottenuti dalle prove meccaniche su campioni utilizzati per simulare e valutare l'interfaccia metallo-ceramica sembrano indicare che nelle leghe in cui siano presenti quantità di metalli non nobili in percentuali variabili, questi ne aumentano il legame metallo-ceramico, a differenza di quelle leghe in cui sia maggiore la quantità di metallo nobile, infatti le interfacce della lega aurea con entrambe le ceramiche testate hanno fornito delle prestazioni simili tra loro ma inferiori a quelle delle interfacce lega di Palladio-ceramica classica e semisintetica (11) (Fig. 3).

Nelle prove effettuate sulle interfacce di titanio-ceramica si è avuto un anomalo comportamento, in quanto nei campioni si è riscontrato sia il valore minimo a rottura, sia uno tra i massimi tra tutti quelli ottenuti dalla sperimentazione, questo spiega anche il valore elevato di deviazione standard che compare in Tabella 1. Da tali risultati è presumibile pensare che questo comportamento sia da attribuire alle difficoltà di

realizzo dei campioni stessi sia a causa della loro forma sia alla contrazione centripeta a cui la ceramica viene sottoposta durante la fase di costruzione.

Occorre considerare anche però che se interviene una eccessiva ossidazione del metallo questa può provocare un effetto contrario, in quanto la maggior ossidazione dello stesso non aumenta il legame metallo-ceramico, ma ne può provocare il distacco (8).

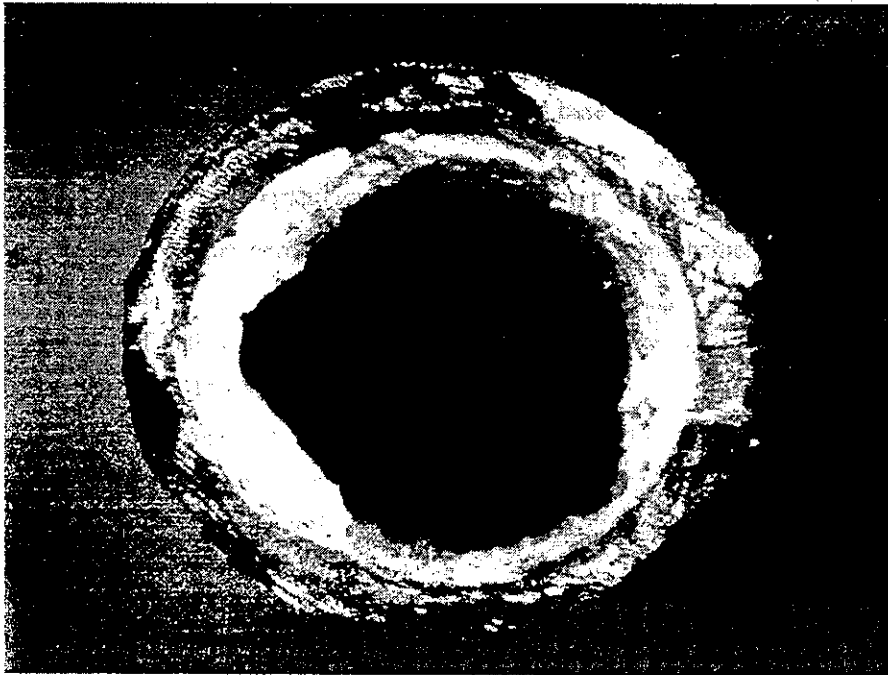


Figura 3. — Aspetto di un campione dopo la prova meccanica per la separazione della ceramica dal metallo.

Bisogna avere chiaro che le ceramiche sono materiali fragili, molto sensibili agli sforzi di trazione. Tuttavia, possono fratturarsi altrove nella corona prima che ci riesca il carico di frattura interfacciale. La forza d'aderenza interfacciale tra il materiale ceramico e la lega ad alto contenuto aureo, usata in questo esperimento è in buona corrispondenza con i valori ottenuti in letteratura (6).

Un risultato interessante è stato che la combinazione dei campioni con Titanio-ceramica mostrano uno sforzo di taglio a rottura, cioè, una forza d'adesione interfacciale, superiore alle combinazioni esaminate di lega aurea-ceramica. Dato che quest'ultima

combinazione è stata provata come avere più successo per lavori di ponti e corone durante molti anni d'utilizzo clinico, sembra ragionevole assumere che le combinazioni esaminate Titanio-ceramica hanno una forza d'aderenza interfacciale soddisfacente. Tuttavia, dovrà puntualizzarsi che la durezza del materiale di base il requisito più importante per la robustezza totale della restaurazione metallo-ceramica in condizioni cliniche.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Mc LEAN J.W., SCED I.R. The gold alloy/porcelain bond. *Trans. Br. Ceram. Soc.* 1973, 5: 229-233.
- 2 MACKERT J.R., RINGLE R.D., PARRY E.E., EVANS A.L., FAIRHURST C.W.. The relationship between oxide and porcelain-metal bonding. *J Dent Res.* 1988, 67: 474-478.
- 3 WU Y., MOSER J.B., JAMESON L.M., MALONE W.F.P.. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1991, 66: 439-444.
- 4 HEMANN M., ROTTENEGGER R., TINSCHERT J., MARZ R.. The effect of corrosive environment on the porcelain-to-metal-bond a fracture mechanics investigation. *Dent Mater.* 1992, 8: 2-6.
- 5 DERAND T., HERO H.. Bond strength of porcelain on cast vs wrought titanium. *Scand J Dent Res.* 1991, 100: 184-188.
- 6 LENZ J., SCHWARZ S., SCHWICKERATH H., SPERNER F., SCHAFER A.. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Applied Biomat.* 1995, 6: 55-64.
- 7 PERSSON M., BERGMAN M.. Metal-ceramic bond strength. *Acta Odontol Scand.* 1996, 54: 160-165.
- 8 YILMAZ H., DINCER C.. Comparison of the bond compatibility of titanium and NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999, 27(3): 215-222.
- 9 ANUSAVICE K.J., RINGLE R.D., FAIRHURST C.W.. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II. Nonprecious alloys. *J Dent Res.* 1977, 56(9): 1053-1061.
- 10 DEGER S., CANIKLIOGLU M.B.. Effects of tin plating on base metal alloy-ceramic bond strength. *Int J Prosthodont.* 1998, 11(2): 165-172.
- 11 ROESSLER D.M., WALTON T.R.. The effect of gold coating agents on residual stress in alloy-ceramic specimens. *Aust Dent J.* 1990, 35(5): 463-467.

*Direttore dell'Istituto Superiore di Sanità
e Responsabile scientifico: Giuseppe Benagiano*

Direttore responsabile: Vilma Alberani

*Stampato dal Servizio per le attività editoriali
dell'Istituto Superiore di Sanità, Viale Regina Elena, 299 - 00161 ROMA*

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

Reg. Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Roma, giugno 2000 (n. 2) 1° Suppl.

*La responsabilità dei dati scientifici e tecnici
pubblicati nei Rapporti e Congressi ISTISAN è dei singoli autori*