



CARMEN[®]

**Aspetti
di una nuova
metallo-ceramica
– Dr. Ing. J.Lindigkeit –**



Via degli Speziali, 142/144
CENTERGROSS - 40050 FUNO (Bologna)
Tel. : 051/86.25.80 - Fax : 051/86.32.91
www.dentaurum.it - info@dentaurum.it

Aspetti di una nuova metallo-ceramica

– Dr. Ing. J.Lindigkeit –

1. Introduzione

Le riabilitazioni protesiche in metallo ceramica non hanno solo lo scopo di ristabilire una funzionalità perduta (occlusione e fonetica), ma anche di ricreare un'estetica accettabile.

Nelle attese del paziente, l'ottimizzazione della protesi sia da un punto di vista medico che tecnico, è sicuramente meno importante dell'aspetto estetico del restauro che dovrà risultare il più naturale possibile.

2. Le leghe per ceramica

2.1 Requisiti tecnici

2.1.1 Espansione e contrazione termica, il coefficiente di espansione termica

Per assicurare un'adesione duratura nel tempo tra metallo e ceramica, è assolutamente necessario che i rispettivi valori di espansione e contrazione termica siano tra loro armonizzati. Come noto, l'unità di misura adottata per esprimere questo valore è il coefficiente di dilatazione termica (CDT) α . La sua unità è $\mu\text{m}/\text{mK}$, vale a dire la variazione in lunghezza (μm) di un provino di 1m per ciascun $^{\circ}\text{C}$ (o Kelvin) di variazione termica. Poiché l'espansione o la contrazione dei principali materiali non è di tipo lineare, il valore α di CDT viene determinato nell'ambito di un intervallo termico standard compreso tra 25°C e 500°C o tra 25°C e 600°C (1).

La fig. 1 mostra il valore α di CDT presentato da alcune leghe preziose e non per ceramica nonché il range coperto dalla porcellana Carmen.

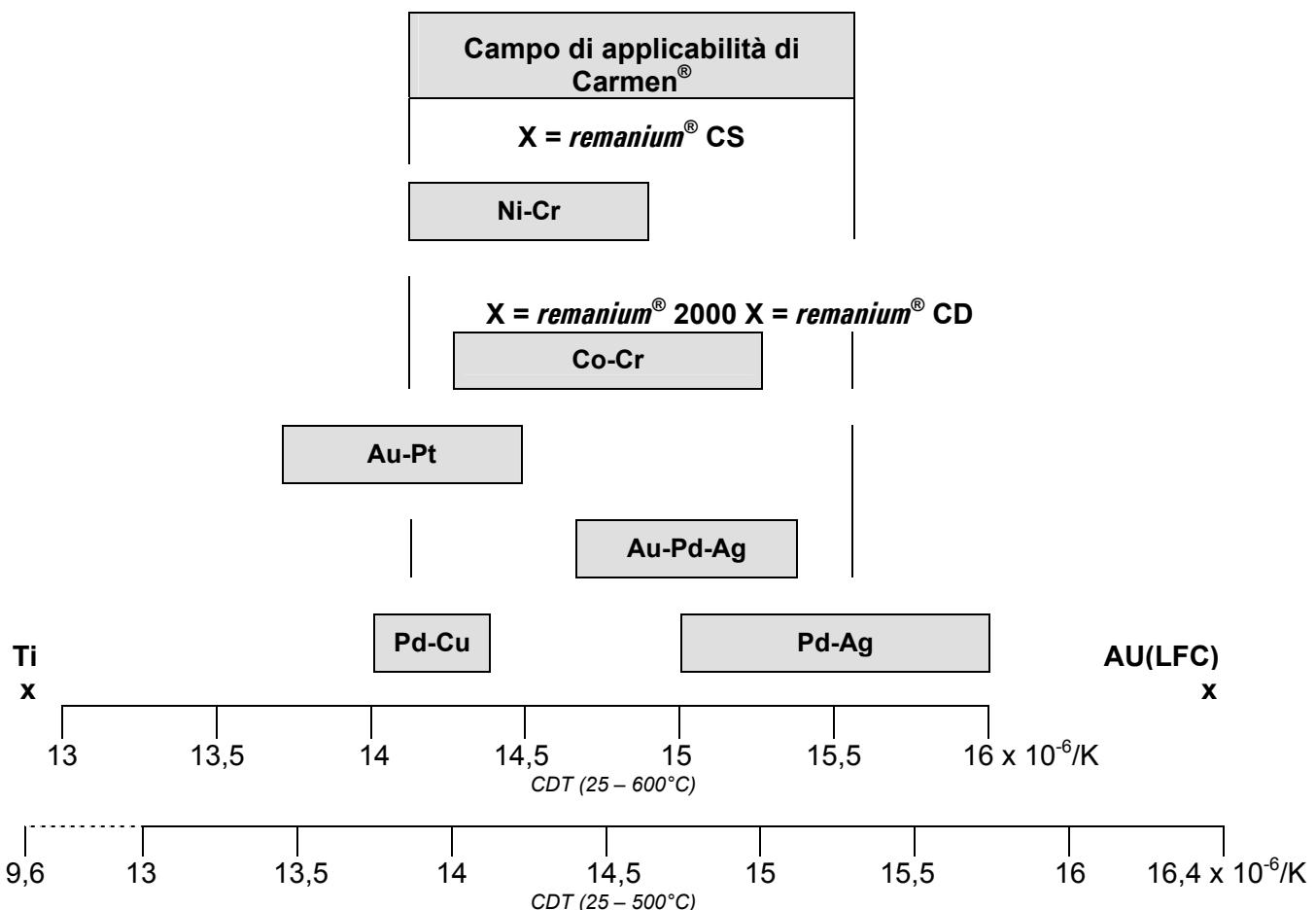


Fig. 1 - Coefficiente di dilatazione termica (CDT) dei vari tipi di leghe per ceramica

CARMEN[®], quindi, copre tutta la gamma di leghe classiche per ceramica (con CDT compreso tra $14,1 \times 10^{-6}/K$ e $15,3 \times 10^{-6}/K$ a 25-600°C). Agli estremi della scala di valori di CDT troviamo, invece, il titanio puro e le leghe auree a basso punto di fusione per le quali è necessario l'impiego di ceramiche speciali.

Poiché tutti i materiali ceramici sopportano meglio le tensioni da pressione rispetto a quelle derivanti da forze di trazione, il coefficiente di dilatazione termica della ceramica (grazie al processo di raffreddamento dopo la cottura) deve essere leggermente inferiore a quello presentato dal metallo di supporto. In tal modo, viene ottenuta la desiderata tensione di compressione dello strato di ceramica (fig. 2).

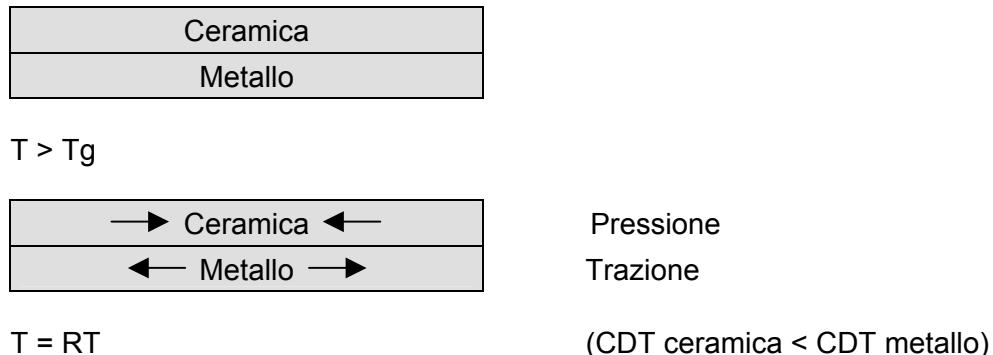


Fig. 2 – Tensioni interattive tra ceramica e metallo

2.1.2 Resistenza alla deformazione durante la cottura (sag-resistance)

Man mano che acquisiscono calore, le leghe diventano sempre più morbide; una volta raggiunta la temperatura di stato solido cominciano a liquefarsi. Al raggiungimento della temperatura di stato liquido si trasformano in uno stato completamente fluido. Per evitare la deformazione della struttura metallica durante la cottura della ceramica (a causa del proprio peso ed a quello della ceramica applicata) è necessario disporre della maggiore differenza tra temperatura di cottura e temperatura di stato liquido. Nella letteratura americana la resistenza alla deformazione durante la cottura viene denominata "sag-resistance". Nelle fig. 3 sono evidenziati i fattori che la possono influenzare.

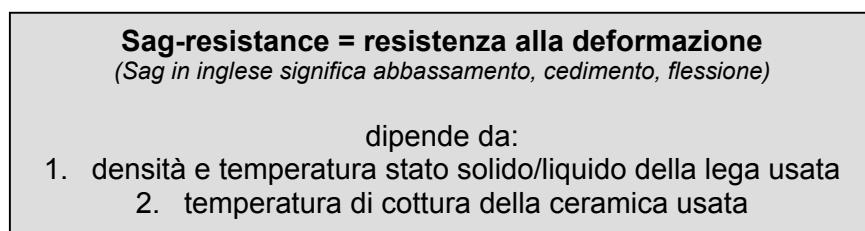


Fig. 3 Resistenza alla deformazione in cottura della metallo-ceramica

Le leghe auree ad alto titolo sono particolarmente soggette a deformazione durante le cotture (Fig. 4) in quanto presentano un'alta densità ed un breve intervallo di fusione sopra i 1000°C.

Per questa ragione, una ceramica come CARMEN[®] con la sua relativamente bassa temperatura di cottura risulta ideale in abbinamento a queste leghe.

Per metalli preziosi, la cottura dell'opaco viene fatta a 940 – 950°C. Le più basse temperature di cottura della dentina e di correzione (870°C) sono molto importanti in quanto se da un lato dopo l'ossidazione e l'opacizzazione le corone tendono a dilatarsi, dopo le successive cotture di strati più spessi di ceramica possono subire una tale contrazione da vanificare la precisione della chiusura (Eichner 2). Questo effetto dipende in larga parte sia dalla temperatura che dal materiale utilizzato.

Densità e intervallo di fusione		
Base lega	Densità (gr/cm ³)	Intervallo di fusione (°C)
Au	17-19,9	1050-1200
Au-Ag (f.Ifc)	15,7-16,7	900-990
Au-Pd	13,5-18	1100-1300
Pd	10,5-13	1100-1300
Co	8,1-8,8	1250-1400
Ni	7,6-8,5	1200-1350
Ti	4,5	1700

Fig. 4 Leghe per metallo-ceramica

2.1.3 Ulteriori problematiche tecniche delle leghe per ceramica

Oltre a quelle sopra descritte, è necessario tenere in considerazione molte altre importanti caratteristiche di una lega per ceramica, come ad esempio la capacità di umidificare la struttura metallica, la sua conducibilità termica e l'ossidazione. Per ulteriori informazioni in tal senso, consigliamo di consultare la letteratura specifica al riguardo (Eichner 2).

3. Le metallo-ceramiche

3.1 Comparazione tra vetro-ceramica, ceramica feldspatica e porcellana a basso punto di fusione

La Fig. 5 rappresenta un raffronto tabellare fra tre diversi tipi di ceramica dentale. Le metallo-ceramiche tradizionali sono le cosiddette ceramiche feldspatiche della prima e seconda generazione.

Esse consistono in una miscela di feldspato potassico, feldspato di sodio e quarzo. Le masse di porcellana vengono ottenute per polverizzazione di una "fritta" composta da massa vetrosa non completamente fusa (3).

Le ceramiche a basso punto di fusione (LFC) sono composte da puro vetro monofase in assenza di fase cristallina. Il vetro viene modificato con uno speciale trattamento ed allo stesso tempo vengono aumentati i gruppi ossidrilici. Ciò, riducendo la forza legante delle molecole di vetro, abbassa il punto di fusione.

Durante la cottura delle masse ceramiche LFC (ad es. Duceragold) l'abituale fase di vetrificazione propria delle masse per metallo-ceramiche viene sostituita dalla fase di vetrificazione delle LFC.

In tal modo, la temperatura di cottura di queste masse può essere ridotta da circa 920 – 930°C a 760 – 780°C.

Come le masse delle metallo-ceramiche classiche, anche queste masse contengono piccolissimi cristalli di leucite, che rappresentano il mezzo per l'espansione e la contrazione termica. Più è elevata la quota di cristalli di leucite e tanto più alto sarà il coefficiente di dilatazione termica della ceramica al punto da risultare perfettamente compatibile con l'elevato valore presentato dalla nuova lega preziosa a basso punto di fusione denominata Degunorm.

Rispetto alle masse sopra descritte, CARMEN® è una metallo-ceramica della generazione successiva. La descrizione del processo produttivo di questa ceramica evidenzia ulteriormente questo assunto.

Innanzitutto, la miscela delle masse (Fig. 5) viene fusa **completamente** tra 1300 – 1500°C e successivamente raffreddata in acqua fredda. In tal modo la struttura **amorfa** della fusione viene congelata a temperatura ambiente.

Nel secondo stadio produttivo, viene iniziata la fase di trattamento termico a 1000°C, nota con il nome di tempra, in cui si forma un precipitato di piccoli cristalli (leucite). Se la temperatura ed il tempo sono esatti, si forma una grande quantità di piccoli cristalli di leucite nel 50% circa della massa. Il processo viene concluso con un ulteriore raffreddamento. Per la sua microstruttura, il composto così ottenuto viene chiamato vetro-ceramica.

Uno sguardo alla tabella di Fig. 5 (struttura) ribadisce maggiormente la differenza esistente tra la vetro-ceramica CARMEN® con le più diffuse ceramiche feldspatiche.

In particolare, la proporzione e la struttura della fase microcristallina hanno un'influenza determinante sulle caratteristiche del materiale. I microcristalli di leucite portano tecnicamente ad una dispersione d'indurimento del materiale. Poiché la fase che genera i cristalli di leucite ha un coefficiente di dilatazione termica superiore a quello della fase amorfica di vetrificazione, si generano delle tensioni di pressione intrinseca alla superficie di contatto tra cristalli e vetro che possono condurre alla formazione di incrinature.

CARMEN®, ceramiche feldspatiche e LFC				
	Vetro-ceramica CARMEN®	Ceramica feldspatica	LFC - Ceramica a bassa fusione	
Composizione chimica:				
SiO ₂	Ca. 60%	50-60%	Ca. 75%	
Al ₂ O ₃	14-16%	15-20%	Ca. 8%	
K ₂ O	9-12%	7-11%	Ca. 2.5%	
Na ₂ O ed altri	8-11%	5-7%	Ca. 13%	
Struttura	50% microcristallina resto fase amorfa	Vetro non completamente fuso, miscela di feldspato potassico e vetro, miscela di vetro e ceramica (circa 20% fase cristallina in dentina)	Vetro monofase, nessuna fase cristallina	Vetro idrotermico
Temperatura di cottura (°C): opaco 1 (wash) glasure	(940) 960 (980 x non preziose) 860	970/980 920/930		660-680
Temperatura di trasformazione vetrosa (°C)	550 510-600	450		
Durezza HV 0,2	590	Ca. 600	Ca. 420	

Fig. 5 Tabella comparativa delle caratteristiche di ceramiche diverse.

4. Aspetti sull'estetica della ceramica

L'ammontare e la struttura della fase microcristallina non hanno solo un'influenza decisiva nella determinazione delle caratteristiche tecniche di questo materiale, ma condizionano anche l'estetica. L'effetto ottico, che rende il dente naturale vitale, dipende da vari fattori come il fenomeno della riflessione, dell'opalescenza e della traslucenza. I denti naturali si lasciano attraversare dalla luce naturale per rifletterla attraverso i vari strati e le differenti sostanze dure di cui i denti sono costituiti (2).

È sorprendente quanto la struttura microcristallina amorfica della vetro-ceramica sia capace di imitare questo effetto. Nella porcellana, la luce incidente incontra i componenti cristallini che la diffondono e la riflettono (2). Con la vetro-ceramica CARMEN® l'incremento della fase microcristallina aumenta l'effetto di riflessione e di rifrazione della luce, così come avviene in un diamante il cui numero di facce è direttamente proporzionale alla sua brillantezza.

Questa analogia viene confermata da esperti odontotecnici ceramisti che quando parlano dei propri manufatti spesso usano i termini "attivazione dello spettro luminoso naturale" e "vitalità".

5. Letteratura

- (1) DIN EN ISO 9693 Metall-Keramik-Sisteme für zahnärztliche Restaurationen
Beuth-Verlag, Berlino – Marzo 1995
- (2) Eichner Metallkeramik in der zahnärztliche Protetik
Carl Hanser Verlag, Monaco-Vienna – 1979
- (3) Claus.H. Das Gefüge un Mikrogefüge der Dentalkeramik in Abhängigkeit von den Brennbedingungen
Quintessenza Odontotecnica (Versione tedesca) 16, pag. 1479-1495 - 1990