

Valutazione di sovrافusioni su quattro diversi tipi di dispositivi implantari

Loris Zamuner, Francesco Simionato

Sovrafusioni in implantologia, componenti prefabbricati, adattamento sovrافusioni, resistenza a trazione, esame metallografico prove di corrosione.

Parole chiave

Da parecchi anni per la realizzazione di sovrastrutture implantari è uso corrente eseguire sovrافusioni su componenti prefabbricati forniti dall'industria. Tali componenti vengono indicati dalle ditte produttrici con varie denominazioni: pilastri, monconi, cilindri ecc. Essi vengono realizzati industrialmente in modo da presentare un accurato combaciamento con la testa dell'impianto corrispondente. Su tali componenti possono essere sovrافusi vari tipi di leghe dentali per la realizzazione di parti protesiche.¹ Questo metodo permette di ottenere un buon grado di adattamento tra la testa dell'impianto e le suddette parti protesiche in quanto il combaciamento viene ottenuto industrialmente mediante accurate lavorazioni meccaniche di precisione. Si evitano in questo modo le difficoltà di adattamento che si incontrerebbero se tali parti protesiche venissero realizzate totalmente tramite il procedimento di fusione a cera persa².

Introduzione

Nel presente lavoro sono state eseguite prove atte a valutare l'adattamento di sovrافusioni su componenti implantari destinati a tale scopo. Per l'esecuzione delle sovrافusioni sono state impiegate leghe della Ditta Argen (USA) e alcuni dispositivi implantari disponibili in commercio. Tali dispositivi sono stati forniti dalle seguenti ditte: Oralplant (Pordenone, Italia), 3i (USA), Sulzer Calcitek (USA), Bone System (Milano, Ita-

lia). Sono state valutate inoltre le resistenze meccaniche a trazione dei complessi sovrافusione-componente implantare-vite di fissaggio. Infine sono state eseguite prove di corrosione in vitro allo scopo di valutare l'entità della corrosione per contatto galvanico che si poteva manifestare a carico dei complessi sovrافusione-componente implantare. In concomitanza di tali valutazioni, è stata eseguita anche un'indagine metallografica delle leghe impiegate. La valutazione è stata eseguita secondo un protocollo sperimentale opportunamente programmato, come descritto di seguito.

Materiali e metodi Leghe da sovrافusione impiegate

Sono state impiegate le seguenti leghe della Ditta Argen (USA) le cui caratteristiche sono riportate nelle Tabelle 1 e 2.

Argenco 60: lega nobile non per metallo-ceramica

Argedent 62: lega nobile per metallo-ceramica

Argelite 61: lega nobile per metallo-ceramica.

Legha	Composizione percentuale in massa											
	Au	Pt	Pd	Ag	Ir	Cu	Zn	In	Sn	Ga	Ru	
Argenco 60	59,8	-	3,75	21,7	<1	13,45	1	<1	-	-	-	
Argedent 62	61,7	-	24,2	8,75	<1	-	-	3	2,25	-	-	
Argelite 61	-	-	60,55	28,1	-	-	-	6,6	2,5	2,1	<1	

Tabella 1 Composizioni delle leghe impiegate

Legha	Rp _{0,2} Mpa	A %	HV	E Mpa	$\alpha \cdot 10^{-6}$ K ⁻¹
Argenco 60	297-672	34-3	150-248	89.600	-
Argedent 62	340-345	10-7	230-250	106.800	14,3-14,5
Argelite 61	394-742	42-3	180-310	131.000	14,5-14,7

Tabella 2 Proprietà generali delle leghe impiegate

Dispositivi implantari impiegati

Per l'esecuzione delle sovrافusioni sono stati impiegati i seguenti dispositivi implantari (foto 1):

- Oralplant: moncone CSF gold (composizione: Au 60%, Pt 25%, Pd 15%)
- 3i: pilastro UCLA d'oro (composizione Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%)
- Sulzer Calcitek: cilindro diretto d'oro (Direct gold coping) (composizione Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%)
- Bone System: moncone da sovrافusione in lega aurea (composizione: Au 60%, Pt 19%, Pd 20%, Ir 1%)

Preparazione dei provini ed esecuzione delle prove

La realizzazione dei provini e l'esecuzione delle relative prove sono state condotte secondo le seguenti fasi:

1. sui dispositivi Oralplant, 3i e Sulzer Calcitek sono stati inseriti i relativi cilindri calcinabili realizzati industrialmente in materia plastica.
2. L'adattamento di tali cilindri sui relativi componenti implantari è stato ottimizzato tramite apposizione di una piccola quantità di cera per fusioni dentali di tipo marginale; inoltre i cilindri sono stati modificati con cera in modo da consentire il loro afferraggio nella macchina universale per la valutazione della resistenza a trazione del complesso sovrافusione-componente implantare-vite di fissaggio.

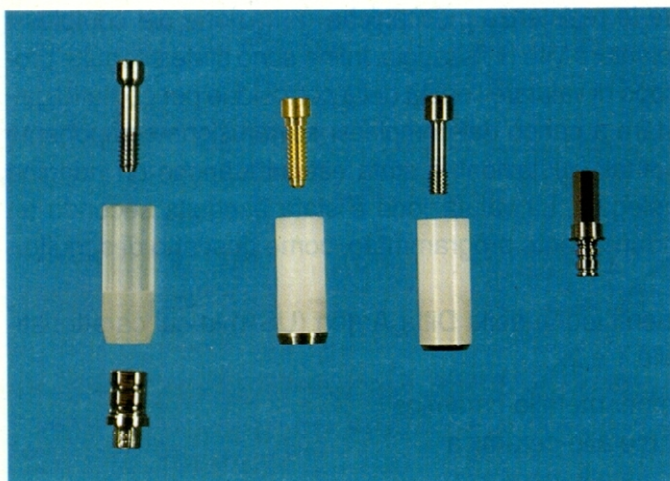


Foto 1 Dispositivi implantari impiegati per l'esecuzione delle sovrافusioni.



Foto 2 Sovrافusioni per le prove di trazione.

Sui cilindri calcinabili sono stati applicati gli opportuni perni di colata ed il tutto è stato messo in rivestimento secondo l'usuale procedimento tecnico. È stato impiegato il materiale da rivestimento a legante fosfatico T VEST 2000 della ditta Tressis Italia (Conegliano, Treviso). Al fine di evitare infiltrazioni della lega sulla superficie di combaciamento del dispositivo implantare con la testa dell'impianto, dopo alcune prove si è proceduto nel modo seguente: per la preparazione della soluzione da impiegare per preparare il miscuglio di rivestimento è stato usato un rapporto in volume acqua distillata/liquido speciale pari a 75/25; è stato inoltre impiegato un rapporto di miscelazione polvere/soluzione pari a 100g/24 cm³. In questo modo si è ottenuto un basso valore dell'espansione del rivestimento stesso evitando che esso si staccasse dal dispositivo implantare durante il preriscaldamento del cilindro. Il preriscaldamento è stato effettuato nel seguente modo:

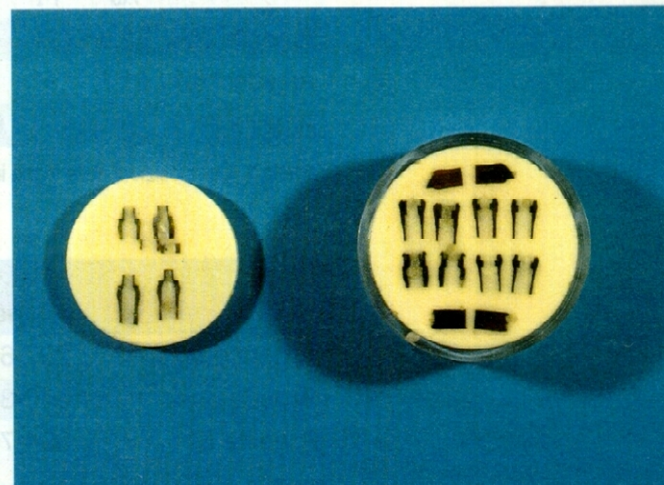


Foto 3 Sezioni delle sovrافusioni inglobate in resina e lucidate per l'esame microscopico.

- riscaldamento da temperatura ambiente fino a 280 °C con una velocità di 7 °C/min;
- permanenza a 280 °C per 45 minuti al fine di eliminare il cilindro calcinabile;
- riscaldamento da 280 °C fino a 580 °C con una velocità di 7 °C/min;
- permanenza a 580 °C per 30 minuti;
- riscaldamento da 580 °C fino alla temperatura finale con una velocità di 7 °C/min;
- permanenza alla temperatura finale per un tempo di 45 minuti.

Le temperature finali erano le seguenti: 730 °C per la lega Argenco 60; 845 °C per le leghe Argedent 62 e Argelite 61.

Le leghe sono state fuse tramite cannello propano-ossigeno da personale esperto e la colata è stata eseguita a mezzo centrifugazione impiegando una macchina per colata Wila-Cast Junior (Wieland, Germania).

I cilindri sono stati lasciati raffreddare lentamente all'aria fino a temperatura ambiente.

- Le fusioni sono state recuperate previa frantumazione manuale del rivestimento, spazzolatura manuale e pulizia finale tramite ultrasuoni.
- Per l'esecuzione delle prove di trazione sono state eseguite altre sovrafusioni su analoghi da laboratorio, impartendo alle sovrafusioni stesse delle forme tali da poterle collegare al dispositivo di afferraggio della macchina universale. Sono state quindi ottenute delle provette per prove di trazione collegando le sovrafusioni tra loro tramite viti di fissaggio. Per il dispositivo Bone System, che non dispone di vite di fissaggio e di cilindro calcinabile, sono state modellate in cera due estensioni contrapposte, che inglobavano parzialmente il dispositivo stesso, aventi forme tali da consentire il collegamento ai dispositivi di afferraggio della macchina universale (foto 2).
- Dopo il recupero delle fusioni si è proceduto all'assemblaggio dei componenti e sono state eseguite le prove di trazione impiegando una macchina universale Erichsen mod. 476 (Germania) dotata di cella di carico da 10 kN.
- Le sovrafusioni sono state quindi ridotte di dimensioni, sezionate longitudinalmente, inglobate in resina e sottoposte a lucidatura metallografica (foto 3).
- Le sezioni lucidate sono state esaminate tramite stereomicroscopio Wild M3Z (Svizzera) fino a 40 ingrandimenti e tramite microscopio metallografico Nikon S-Kt (Giappone) a 150 e 300 ingrandimenti (foto 4 e 5).
- Le sezioni suddette sono state sottoposte ad attacco chimico al fine di evidenziare la microstruttura delle leghe impiegate e sono state quindi esaminate tramite microscopio metallografico a 150 x, 300 x e 600 x (foto 6 e 7).
- Per la valutazione dell'entità della corrosione per contatto galvanico che poteva instaurarsi tra dispositivi implantari e sovrafusioni si è proceduto nel modo seguente.
- Su ciascun tipo di dispositivo implantare sono state eseguite delle sovrafusioni cilindriche impiegando le leghe nobili descritte.
 - Dopo la colata della lega, ciascuna sovrafusione è stata sottoposta a sabbatura con polvere costituita da microsfele di vetro da 90 μm (Periplast, TECHIMITALIA, Milano), provvedendo durante tale operazione alla protezione del dispositivo implantare. Infine è stata eseguita una pulizia finale con ultrasuoni.
 - Le prove di corrosione sono state eseguite presso i laboratori della Ditta Argen (USA) impiegando un metodo di immersione statica simile a quello consigliato dalla norma ISO 1562.³ Ciascuna prova consisteva nell'immersione di ogni campione per sette giorni, alla temperatura di 37 °C, in 50 ml di soluzione acquosa 0,1 M di acido lattico e 0,1 M di cloruro di sodio. Dopo tale periodo è stata rilevata la concentrazione dei metalli rilasciati nella soluzione tramite Spettroscopia ad emissione atomica con plasma accoppiato induttivamente (ICP-AES: Inductively Coupled Plasma Atomic Emission Spectroscopy).

Risultati

Adattamento delle sovrafusioni sui dispositivi implantari

In generale l'adattamento delle leghe esaminate sui dispositivi implantari si è rivelato soddisfacente. All'esame microscopico si è in genere constatato un intimo combaciamento tra le leghe impiegate per le sovrafusioni ed i dispositivi implantari, salvo qualche limitata zona di discontinuità interna che si ritiene priva di importanza pratica (foto 8). Si segnala comunque il fatto che durante gli esami microscopici suddetti è stato rilevato un fenomeno che in precedenza non era stato evidenziato. Dopo aver sezionato i campioni si è constatata la presenza di un sottile solco circolare interno in corrispondenza della sommità del dispositivo implantare (foto 9). Tale fenomeno era dovuto ad un incompleto adattamento del cilindro calcinabile al dispositivo implantare in tale zona, con la conseguente presenza di un

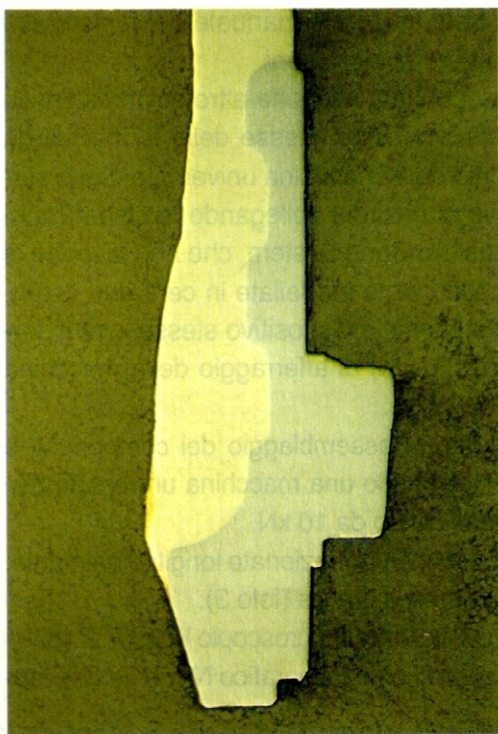


Foto 4 Sezione di una sovrافusione esaminata allo stereomicroscopio.

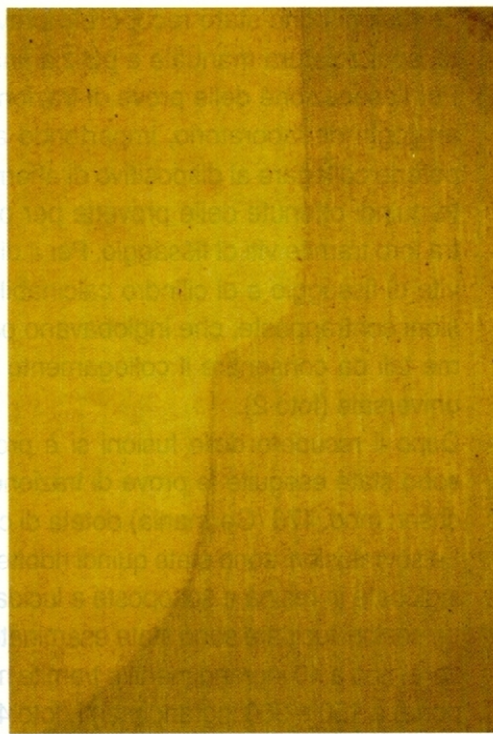


Foto 5 Sezione di una sovrافusione esaminata al microscopio metallografico.

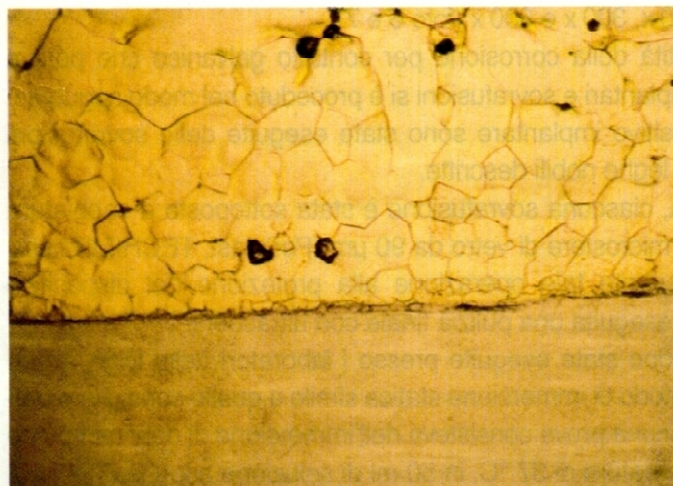


Foto 6 Microstruttura di una sovrافusione evidenziata tramite attacco chimico; lega Argenco 60.



Foto 7 Microstruttura di una sovrافusione evidenziata tramite attacco chimico; lega Argelite 61.

solco nel quale penetrava il materiale da rivestimento durante la messa in rivestimento per l'esecuzione del procedimento di sovrافusione. Naturalmente tale solco veniva quindi riprodotto nella sovrافusione stessa.

Le prove di trazione sui componenti assemblati hanno fornito i seguenti risultati:

Oralplant: sono state effettuate due prove impiegando le leghe Argenco 60 e Argedent 61. In entrambe le prove si è verificata la rottura della vite di fissaggio rispettivamente con carichi di 1726 N e 1731 N. Tali rotture si sono verificate per distacco delle teste delle viti dai relativi gambi.

Resistenza a trazione dei complessi sovrافusioni - dispositivi implantari - viti di fissaggio.



Foto 8 Limitata zona di discontinuità interna in una sovrافusione.

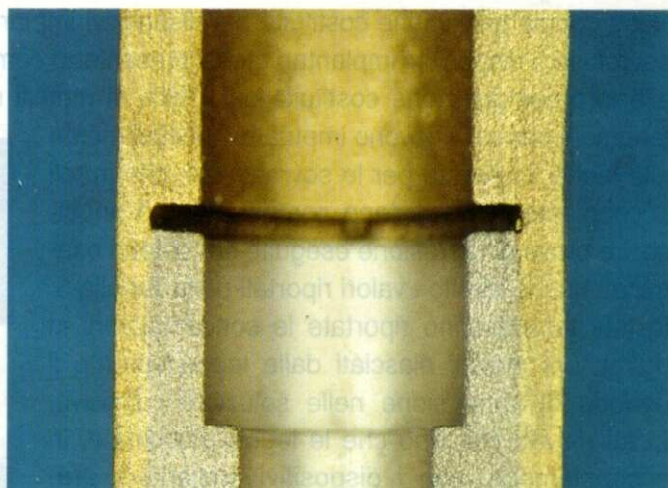


Foto 9 Solco interno in corrispondenza della sommità del dispositivo implantare dovuto ad un incompleto adattamento del cilindro calcinabile.

3i: sono state effettuate due prove impiegando rispettivamente la lega Argenco 60 e la vite Gold-Tite e la lega Argedent 61 e la vite normale di ritenzione in titanio. In entrambe le prove si è verificata la rottura della vite di fissaggio, rispettivamente con carichi di 2700 N (vite Gold-Tite) e 2346 N (vite normale). Le rotture si sono verificate in corrispondenza della parte iniziale delle filettature.

Sulzer Calcitek: sono state effettuate due prove impiegando le leghe Argenco 60 e Argedent 62. In entrambe le prove si è verificata la rottura della vite di fissaggio rispettivamente con carichi di 1681 N e 1670 N. Le rotture si sono verificate per distacco delle teste delle viti dai relativi gambi.

Bone System: Le prove di trazione su questo sistema, che non dispone di vite di fissaggio, sono state eseguite impiegando le leghe Argenco 60 e Argedent 62. Con la lega Argenco 60 è avvenuta la rottura del dispositivo implantare con un carico di 5001 N. La rottura è stata preceduta da una piccola deformazione plastica, ed ha presentato un andamento a circa 45° rispetto alla direzione di carico (foto 10). Non si è rilevato alcun distacco tra la lega Argenco 60 ed il dispositivo implantare. Con la lega Argedent 62 è avvenuta la rottura del dispositivo implantare con un carico di 3338 N. La rottura è stata preceduta da una piccola deformazione plastica, superiore a quella precedente, ed ha presentato un andamento a circa 45° rispetto alla direzione di carico. Probabilmente la minore resistenza rilevata era dovuta alla temperatura più elevata alla quale era stato portato il dispositivo durante l'esecuzione della sovrافusione. Ciò ha probabilmente determinato una riduzione del grado di incrudimento del dispositivo stesso, con una conseguente leggera diminuzione della sua resistenza a trazione che permane comunque notevolmente elevata. Si è inoltre osservato un modesto distacco della lega dal dispositivo implantare.

Esame metallografico

L'esame metallografico delle sezioni lucidate ed attaccate chimicamente ha evidenziato una microstruttura a grana generalmente fine delle leghe oggetto della presente indagine. Le dimensioni medie dei grani di tali leghe sono le seguenti: Argenco 60, 49 μm , Argedent 62, 55 μm , Argelite 61, 139 μm . Nelle sovrافusioni si è rilevata una modesta presenza di microporosità da ritiro, tipiche delle fusioni dentali in genere.

Nelle coppie galvaniche costituite dai dispositivi implantari e dalle leghe su di essi sovravfuse, i dispositivi implantari stessi presentano comportamento catodico grazie alla loro composizione costituita dal 100% di metalli nobili. Pertanto gli eventuali fenomeni corrosivi devono imputarsi principalmente alle leghe impiegate per le sovrafusioni, che in tali accoppiamenti presentano comportamento anodico. Le prove di corrosione eseguite sui sistemi esaminati hanno fornito i valori riportati nella Tabella 3. In tale tabella sono riportate le concentrazioni in $\mu\text{g}/\text{mL}$ dei metalli rilasciati dalle leghe durante il periodo di immersione nelle soluzioni corrosive. I dati rilevati indicano che le leghe esaminate, in accoppiamento con i dispositivi implantari, presentano una buona resistenza alla corrosione per contatto galvanico. In generale le quantità di metalli rilasciati sono risultate inferiori ai valori minimi rilevabili dallo strumento di misura ($0,05 \mu\text{g}/\text{mL}$). Solamente per la lega Argenco 60 si è rilevato un modesto rilascio di zinco e di rame.

Prove di corrosione

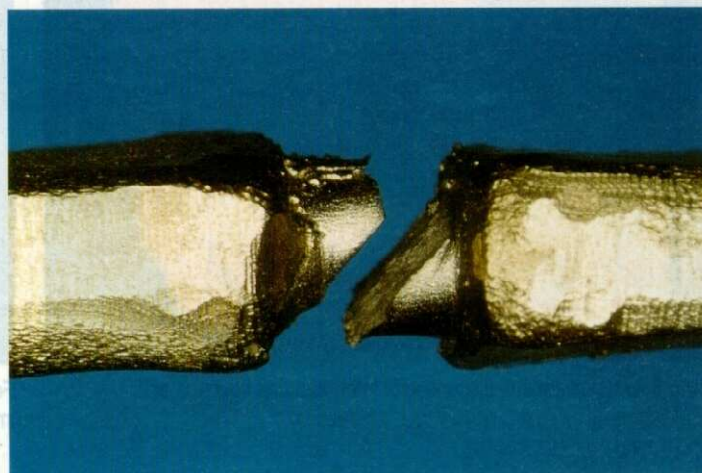


Foto 10 Particolare della zona di frattura di un provino Bone System.

Tabella 3 Concentrazioni dei metalli rilasciati dalle leghe durante le prove di corrosione

DITTA	LEGA	Au $\mu\text{g}/\text{ml}$	Pt $\mu\text{g}/\text{ml}$	Pd $\mu\text{g}/\text{ml}$	Ag $\mu\text{g}/\text{ml}$	Ir $\mu\text{g}/\text{ml}$	Cu $\mu\text{g}/\text{ml}$	Zn $\mu\text{g}/\text{ml}$	Ru $\mu\text{g}/\text{ml}$	Sn $\mu\text{g}/\text{ml}$	In $\mu\text{g}/\text{ml}$	Ga $\mu\text{g}/\text{ml}$
Bone System	Argenco 60	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	2,60	—	—	<0,05	—
Oralplant	Argenco 60	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	0,17	0,77	—	—	<0,05	—
3i	Argenco 60	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	1,06	—	—	<0,05	—
Sulzer Calcitek	Argenco 60	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	0,22	0,67	—	—	<0,05	—
Bone System	Argedent 62	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	—
Oralplant	Argedent 62	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	—
3i	Argedent 62	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	—
Sulzer Calcitek	Argedent 62	<0,05	—	<0,05	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	—
Bone System	Argelite 61	—	—	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Oralplant	Argelite 61	—	—	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
3i	Argelite 61	—	—	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Sulzer Calcitek	Argelite 61	—	—	<0,05	<0,05	—	—	—	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05

L'impiego di dispositivi implantari prefabbricati da inglobare tramite sovrafusione è indubbiamente utile al fine di conservare un buon combaciamento tra le teste degli impianti ed i dispositivi stessi. Ciò evita la necessità di ottenere tale combaciamento direttamente mediante fusione con tutte le problematiche connesse.⁴⁻⁷ D'altra parte anche l'impiego della tecnica della sovrafusione non è esente da difficoltà e da potenziali insuccessi.^{8,9} Ad esempio, all'atto della colata si possono verificare fenomeni di infiltrazione della lega liquida tra il dispositivo stesso ed il materiale da rivestimento, qualora si fosse formata una fessura tra tali parti. Nei casi più gravi ciò può compromettere il risultato a causa della penetrazione della lega liquida sulla base del dispositi-

Discussione

tivo implantare o addirittura all'interno di esso, compromettendo in questo modo un ottimale combaciamento con la testa dell'impianto. In altri casi lo scorrimento della lega liquida può risultare insufficiente con un conseguente inglobamento incompleto del dispositivo implantare. Inoltre durante la presente sperimentazione abbiamo rilevato il fenomeno inaspettato della formazione frequente del solco interno descritto al paragrafo "adattamento", che era in precedenza passato del tutto inosservato durante i procedimenti correnti di laboratorio relativi alla costruzione di protesi su impianti.

Tale solco può indebolire la sovrافusione, specialmente nei casi in cui si debbano eseguire notevoli assottigliamenti. Inoltre la sua presenza può impedire un'accurata pulizia della sovrافusione stessa, con l'eventuale permanenza al suo interno di residui di materiale da rivestimento che potrebbero influire negativamente sulla biocompatibilità della riabilitazione. Si ritiene pertanto opportuno eliminare tale fonte di potenziale pericolo sigillando il solco suddetto durante la fase di modellazione in cera della sovrافusione.

Si sottolinea la necessità di operare con meticolosa attenzione durante l'esecuzione di lavorazioni di questo tipo, rispettando accuratamente tutte le modalità operative atte a garantire risultati soddisfacenti. Ad esempio è opportuno regolare adeguatamente l'espansione del rivestimento, mantenendola a valori molto bassi, in modo che esso rimanga in intimo contatto con il dispositivo implantare durante il preriscaldamento. Inoltre è opportuno portare la temperatura della forma refrattaria ad un valore tale da garantire che all'atto della colata la lega non solidifichi prematuramente, prima di avere raggiunto tutti i dettagli della cavità interna. A tale riguardo si ricorda che il dispositivo implantare, essendo metallico, funge da raffreddatore accelerando la solidificazione della lega. È anche importante cercare di evitare il più possibile la formazione di porosità superficiali nella sovrافusione, specialmente in prossimità del tessuto gengivale, che potrebbero favorire fenomeni di corrosione interstiziale con conseguente liberazione di ioni metallici che potrebbero influire negativamente sulla salute dei tessuti periimplantari. A tale riguardo, è auspicabile che i dispositivi implantari abbiano una configurazione e delle dimensioni tali da consentire la collocazione della giunzione con la sovrافusione al di fuori del solco gengivale. Infine si sottolinea l'importanza di garantire la completa combustione del cilindro calcinabile tramite un opportuno ciclo di riscaldamento della forma refrattaria.

Sulla base della presente sperimentazione e nei limiti della stessa si ritiene di poter trarre le seguenti conclusioni.

- ❖ Rispettando le opportune modalità operative, con le leghe ed i dispositivi implantari impiegati è possibile ottenere un intimo adattamento delle sovrافusioni ai dispositivi stessi, con la presenza di limitate zone interne di discontinuità che non dovrebbero comportare conseguenze degne di nota.
- ❖ Le resistenze a trazione dei complessi sovrافusioni-dispositivi implantari si sono dimostrate elevate e le rotture hanno interessato le viti di connessione nei dispositivi che ne prevedevano la presenza.
- ❖ L'esame metallografico ha evidenziato che le leghe impiegate presentano una struttura a grana generalmente fine e che i grani formavano un'intima continuità con le superfici dei dispositivi implantari. Inoltre non si sono rilevati significativi fenomeni di ricristallizzazione nella microstruttura di questi ultimi. La limitata presenza di microporosità da ritiro nelle sovrافusioni rientrava nei normali limiti che si rilevano correntemente nelle fusioni dentali.

❖ Le prove di corrosione per contatto galvanico eseguite sulle sovrafusioni inglobanti i dispositivi implantari hanno evidenziato una modesta liberazione di ioni metallici, in vari casi inferiore ai limiti registrabili dallo strumento. Si ritiene pertanto che i materiali metallici impiegati presentino una buona compatibilità elettrochimica.

Si ringraziano i Collaboratori del Laboratorio *Zamuner* di Motta di Livenza (TV) per la realizzazione dei provini, il Dr. *Lucio Della Toffola* e il Dr. *Sandro Tondat* per la gentile collaborazione, la Ditta *Argen Corporation* (San Diego, CA, USA) per l'esecuzione delle prove di corrosione e la Ditta *Tressis Italia* di Conegliano (TV) per il supporto tecnico prestato.

1. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. Quint Pub Co 1993; 197-198; 217-218.
2. Binon PP. The External Hexagonal Interface and Screw-Joint Stability: A Primer on Threaded Fasteners in Implant Dentistry. Quint Dent Technol 2000; 23: 91-105.
3. ISO 10271: Dental metallic materials – Corrosion test methods. First edition 2001.
4. Carr AB, Brunski J, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "Gold-" and Plastic Cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 589-598.
5. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. J Dent Technol 1996; 13: 30-37.
6. Carr AB, Brunski J, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as-received and cast-to-implant cylinders [abstract 695]. J Dent Res 1993; 72: 190.
7. Nunokawa GH, Lewis S. The single-tooth implant restoration. Quint Dent Technol 1994; 17: 27-35.
8. White GE. Osseointegrated Dental Technology. Quint Pub Co 1993: 67-72.
9. Coward TJ, Watson RM. Laboratory planning and techniques for osseointegrated implant treatments. Quint Dent Technol 1993; 16: 17-32.

Ringraziamenti

Bibliografia

Indirizzo Autori

Francesco Simionato
Docente di Scienza dei Materiali Dentali
Via P. Canal, 12 – 35137 Padova
Loris Zamuner
P.zza San Rocco, 17 – 31045 Motta di Livenza, Treviso