

Bioprotesi in titanio: il perché di una scelta

C. Coraini, P. Siervo, M. Baldin, R. Siervo, S. Siervo

Introduzione In implantoprotesi così come nella protesi convenzionale i materiali d'impiego per la realizzazione della sovrastruttura si trovano a diretto contatto con l'ambiente orale, e pertanto sono costantemente sottoposti a stress di tipo termico, chimico, meccanico, e di varia altra natura¹. La scelta del tipo di lega da impiegare e la sua composizione risultano basilari per il successo funzionale a lungo termine della riabilitazione².

Per anni in campo odontoiatrico si sono impiegate leghe auree, distinguibili in leghe ad alto, ridotto o a basso contenuto d'oro. In odontoiatria è consigliabile utilizzare leghe ad alto tenore aureo, possibilmente prive di indio, considerando che le altre leghe hanno qualità merceologiche scadenti, e sono maggiormente suscettibili alla corrosione, responsabile nel tempo di danni biologici ai tessuti parodontali, con perdita della riabilitazione^{3,4,5}. Tuttavia, oggi risulta ancora difficile analizzare l'esatta composizione delle leghe impiegate; ciò facilita, unitamente all'eccessivo desiderio di risparmio sull'acquisto delle materie prime, l'utilizzo di leghe a ridotto o a basso contenuto aureo, con conseguente rischio per il paziente, ignaro del pericolo in cui corre. La ricerca medica e odontoiatrica ha quindi concentrato l'attenzione su metodi riabilitativi maggiormente inerti e biocompatibili.

Fra le leghe non nobili, le uniche ad essere biocompatibili sono quelle al cromo-cobalto (Cr-Co), oppure le leghe in titanio, tantalio, niobio o zirconio. Il titanio è risultato notevolmente biocompatibile, tanto da divenire nel tempo il metallo d'elezione per la realizzazione degli impianti osteointegrati, conseguentemente ha attirato l'attenzione dell'industria, di clinici e ricercatori per poterne finalizzare le qualità a scopo protesico. Ben presto si è compreso che il titanio possiede ulteriori qualità in grado di giustificare il grande investimento in atto allo scopo di renderlo un materiale d'impiego comune in odontoiatria.

Il titanio: caratteristiche ed impieghi

Il titanio (simbolo atomico Ti), è un metallo non nobile, leggero (peso atomico 47,9) e non magnetico. Avendo numero atomico 22 è situato nel IV gruppo della tavola periodica degli elementi, allo stato naturale risulta il nono elemento più diffuso della crosta terrestre. In natura si trova sotto forma di minerali (ilmenite, rutilio, sfeno, anastasio). Visto il suo alto contenuto in TiO_2 , il rutilio risulta il materiale di partenza più importante per la produzione industriale del titanio. Attraverso un processo esotermico basato sul riscaldamento di titanio e carbone in presenza di cloro, si ottiene il tetracloruro ($TiCl_4$); seguono un processo di distillazione frazionata, tramite il quale si eliminano le impurità (ferro, vanadio e silicio) e la riduzione del tetracloruro con magnesio e sodio (processo di Kroll) in presenza di un gas nobile. È a questo punto che attraverso una reazione esotermica si ottiene la cosiddetta "spugna di titanio", successivamente sminuzzata, pressata e preparata per la fusione del metallo; in tal modo si ottengono veri e propri lingotti di titanio grezzo. La fusione avviene generalmente in un forno ad arco voltaico sottovuoto utilizzando nella maggior parte dei casi un crogiolo di rame raffreddato ad acqua, per evitare che la massa fluida, reagendo con gas (in particolare ossigeno, azoto e idrogeno) si contamina e si indebolisca⁶.

Allo stato puro il titanio viene suddiviso in 4 gradi, con un progressivo incremento della quantità degli elementi impuri ossigeno, ferro ed azoto salendo dal grado 1 al grado 4, cui corrisponde però un abbassamento della duttilità ed un incremento della resistenza.

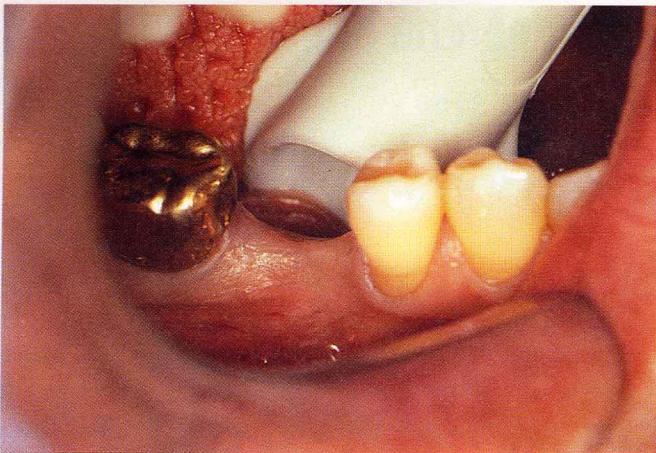


Foto 1 - Perdita dell' elemento 46.

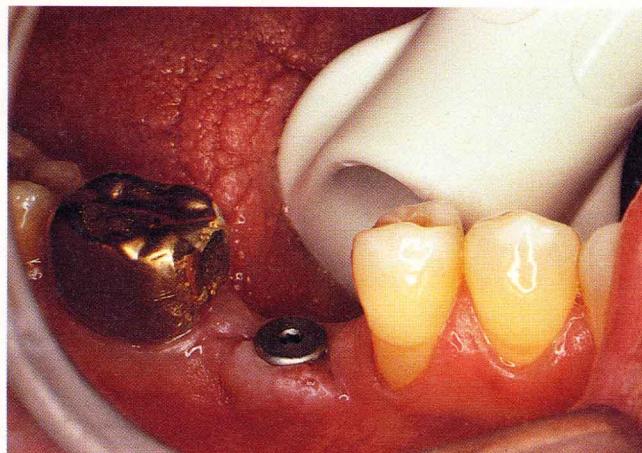


Foto 2 - Impianto osteointegrato Prodent zona 46.

Tra gli impieghi che il titanio trova in chirurgia medica si possono citare le articolazioni per le anche, le valvole cardiache, gli apparecchi acustici, le strutture per ricostruzioni mandibolari utilizzate in chirurgia maxillo-facciale ed alcuni componenti di apparecchi quali i pacemakers. Circa quindici anni fa i ricercatori hanno iniziato a prendere in considerazione il titanio come possibile materiale d' impiego in odontoiatria restauratrice ed in implantologia: è però negli ultimi 5 anni che questo metallo ha dimostrato di possedere caratteristiche favorevoli anche nei procedimenti di fusione.

In odontoiatria protesica, il rivestimento estetico della struttura in titanio può essere realizzato utilizzando i compositi o le porcellane.

Il problema della protesi in titanio-ceramica verte sostanzialmente sulla compatibilità fra le masse ceramiche e i tre fenomeni fisici caratteristici del titanio, cioè la modifica allotropica del reticolo cristallino ad 882 °C, la tendenza ad ossidarsi progressivamente all' aumentare della temperatura, e il basso coefficiente di espansione termica¹. L'industria ha così sviluppato speciali ceramiche a basso punto di fusione, con le quali la cottura può avvenire al di sotto degli 800 °C, evitando così il cambiamento allotropico e riducendo al minimo l' ossidazione che indebolirebbe il legame titanio-ceramica.

Fra la ceramica applicata e lo strato di α case, durante la cottura, si verificano interazioni che determinano la crescita di questo strato, con conseguente diminuzione della tenuta del legame. È pertanto necessario ridurre al minimo lo sviluppo dell' α case, eliminandolo tramite sabbiatura con materiale a 250 μ m; in tal modo si dovrebbero raggiungere valori di adesione di 24,7 MPa, a fronte di valori compresi fra i 20 e i 30 MPa delle altre leghe. Per la porcellana da usare con il titanio è inoltre desiderabile un coefficiente di espansione termica più basso rispetto a quello della porcellana da usare con altri metalli; ciò allo scopo di evitare di influenzare negativamente la capacità di flessione del sistema metallo-ceramica⁷.

Il rivestimento estetico del titanio può anche essere realizzato impiegando il composito; in tal caso diviene necessaria la silanizzazione del metallo e la successiva applicazione di silani-adesivi, in grado di garantire una sicura unione chimico-fisica fra metallo e resina. Ciò vale per qualsiasi unione tra metallo e resina composita, quindi per le corone singole, per i ponti, per gli scheletrati. Un pre-trattamento combinato a base di alluminio e silano incrementa il legame titanio-polimetilmetacrilato del 60%⁸. Sulla base di tali premesse abbiamo agito come segue.

Rivestimenti estetici in titanio

Le ceramiche per titanio

Il rivestimento in composito

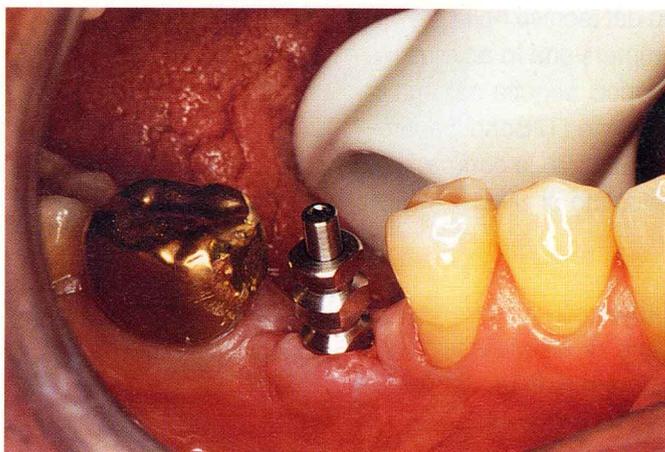


Foto 3 - Il transfert in situ.

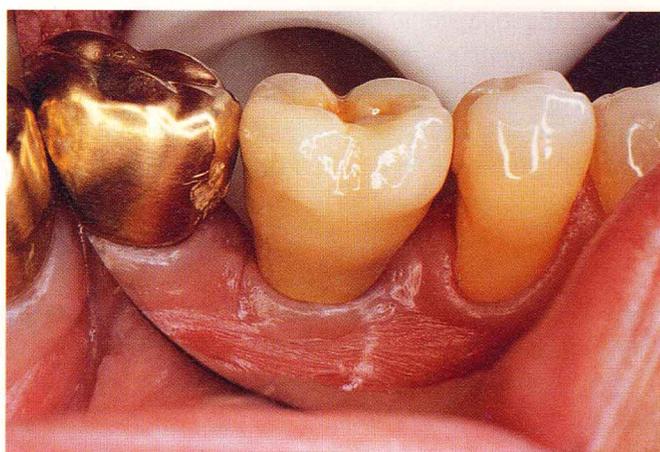


Foto 4 - Corona in titanio-ceramica cementata.

Materiali e Metodi

Nel periodo compreso fra il mese di Novembre 1995 e il mese di Settembre 1997 abbiamo trattato 59 pazienti (29 di sesso maschile, 30 di sesso femminile) come descritto oltre. 53 pazienti sono stati oggetto di riabilitazioni implantari: 23 pazienti sono stati trattati mediante protesi su impianti osteointegrati, 6 pazienti sono stati riabilitati con protesi su pilastri naturali, 30 pazienti sono stati invece trattati con soluzioni protesiche "miste". Complessivamente abbiamo posizionato 125 impianti, realizzando un totale di 196 corone protesiche: di queste, 115 su impianti, mentre 81 sono state realizzate su pilastri naturali; in 33 casi abbiamo invece realizzato protesi "miste". Le soluzioni adottate ci hanno permesso di ripristinare l'anatomia morfo-funzionale di 16 selle libere. Sono state realizzate complessivamente 39 corone singole, 65 corone in titanio-ceramica su elementi naturali, 16 corone in titanio-resina su elementi naturali, 93 corone in titanio-ceramica su impianti e 22 corone in titanio resina su impianti (Tabella 1).

Procedimento clinico e di laboratorio

Per ciascun paziente, allo scopo di ottenere una riproduzione quanto più fedele possibile del contorno marginale, il rilievo dell'impronta è stato eseguito utilizzando un cucchiaio individuale, costruito in resina fotopolimerizzabile (Individuo Lux, Voco Cuxhaven, Germany). Sia su pilastri implantari che su pilastri naturali, prima di eseguire l'impronta il moncone è stato preparato inserendo circonferenzialmente i fili retrattori, in successione dal fondo del solco alla parte più coronale. Per il rilievo dell'impronta vera e propria abbiamo utilizzato un polietere (Impregum Penta ESPE D82229, Seefeld), avendo ovviamente cura di allontanare i fili prima di immettere il materiale nel solco. Il tecnico ha poi provveduto allo sviluppo del modello, realizzando successivamente la modellazione in cera, seguita dalla fase di fusione vera e propria. Abbiamo impiegato una fonditrice (Titec 201 F Orotig, Cavalcaselle di Castelnuovo del Garda, 37010 Verona) che è in grado di garantire la fusione in un'atmosfera di gas inerte (in genere argon). Ciò serve ad evitare che il titanio fuso, estremamente reattivo, interagisca con l'ossigeno e l'azoto dell'atmosfera; i perni di fusione impiegati hanno un diametro maggiorato, e per ottimizzare i risultati abbiamo considerato altri parametri, come operare costantemente ad alta pressione di fusione e mantenere il cilindro a temperature elevate⁶. Per quanto concerne i materiali da rivestimento, a nostro avviso i migliori sono quelli a base di alluminio e magnesio (Titec Orotig, Cavalcaselle di Castelnuovo del Garda, 37010 Verona), vista la loro ridotta capacità di reagire con il titanio fuso. Altri materiali da rivestimento, come quelli a base di zirconio o di calcio, sono ancora in fase di studio^{6,9}. Ottenuta la fusione abbiamo proceduto alla prova della travata: le dimensioni del modello in cera e i cambiamenti dimensionali del materiale da rivestimento, hanno rigo-

rosamente tenuto conto della formazione dell' α case, rimosso dal tecnico nella successiva fase di rifinitura, ottenuta mediante decapaggio acido (immersione in acido fluoridrico al 4%, o in fluoruro sodico al 4% con 20% di acido cloridrico, seguita dall'immersione di brillantatura). Sono infine seguite la fase di ceramizzazione (Ti/Bond Dentsply, Eisenbahnstrasse 180, D63303 Dreieich), la fase della prova estetica, la cottura finale e la cementazione, ottenuta impiegando un cemento all' ossifosfato di zinco (Harward De Trey Zinc, Fixodont PLUS Dentsply D/78467, Konstanz).

I risultati ottenuti nel succitato periodo sono stati i seguenti. Abbiamo riscontrato in tutto otto fratture di corone in ceramica su impianti (percentuale di insuccesso pari al 6,95%). In una corona si sono rilevati evidenti difetti di fusione, mentre in un unico caso abbiamo constatato la frattura del metallo (percentuale pari in entrambi i casi allo 0,51%). In 13 casi (16,04%) si sono invece presentati insuccessi di altro tipo, come la scementazione del manufatto, o l'estetica divenuta insoddisfacente.

Risultati

L'impiego del titanio in odontoiatria presenta molti vantaggi ed alcuni svantaggi. I vantaggi che l'impiego del titanio offre sono molteplici. In primo luogo si tratta di un metallo sufficientemente radiotrasparente, grazie al suo peso atomico. Questa proprietà ci permette di eseguire facilmente indagini radiografiche sui nostri manufatti, evidenziando possibili difetti di fusione. In secondo luogo si tratta di un metallo avente una durezza Vickers sovrapponibile a quella delle leghe auree convenzionali, cioè 210. La durezza degli strati superficiali viene influenzata dalla formazione dell' α case, che deve essere pertanto rimosso, come precedentemente descritto. Anche il modulo di elasticità (88.000 N/mm².) è paragonabile a quello delle leghe nobili, ed è circa la metà di quello delle leghe al Cr-Co, mentre la resistenza alla trazione dopo la fusione può arrivare fino a 850 N/mm².

Discussione

Un'ulteriore caratteristica che rende il titanio appetibile come materiale d'impiego in protesi è rappresentata dalla bassa conducibilità termica (22 W/m²), valore più vicino alla conducibilità termica dello smalto intatto rispetto a quello dell'oro 297 del nichel 92 e del cobalto 71. Utilizzando il titanio si possono quindi evitare le irritazioni termiche alla polpa che possono manifestarsi con le leghe ad alto tenore aureo.

Fra i vantaggi più evidenti offerti dall'impiego del titanio in odontoiatria figura sicuramente l'ottima resistenza alla corrosione. Avendo un elevato potenziale negativo, si dovrebbe supporre una sua facile corrosione: il titanio invece ha la capacità di sviluppare un sottile strato superficiale di ossido, avente uno spessore di circa 30 μ m, che si riforma a temperatura ambiente ed in presenza di ossigeno nel giro di un millisecondo se viene scalfito e che isola e protegge il metallo dall'ambiente circostante^{10,11}. La forte capacità di ossidazione comporta la creazione di una passività superficiale che, durante una sollecitazione chimica o elettrochimica, conferisce al metallo una resistenza alla corrosione notevole, fattore importante anche per quanto concerne la sua biocompatibilità. Questo film di ossido superficiale protegge il titanio sia dalla corrosione sia dagli insulti meccanici come l'abrasione.

Un fattore determinante per la biocompatibilità del titanio è dato dal fatto che tale metallo risulta biochimicamente inerte e quindi non tossico. L'uso del titanio rappresenta dunque una valida soluzione per la riabilitazione protesica di pazienti con una pregressa storia di allergia ai metalli convenzionali: i casi riportati di reazioni allergiche al titanio sono infatti rarissimi. La biocompatibilità, l'inerzia biochimica e soprattutto la resistenza alla corrosione fanno sì che, realizzando una sovrastruttura protesica in titanio su impianti osteointegrati, si possano evitare i problemi di bimetallismo cui si potrebbe andare incontro nel caso si utilizzasse l'oro. Nella protesi su pilastri naturali invece, spe-



Foto 5 - Perno-moncone in titanio.

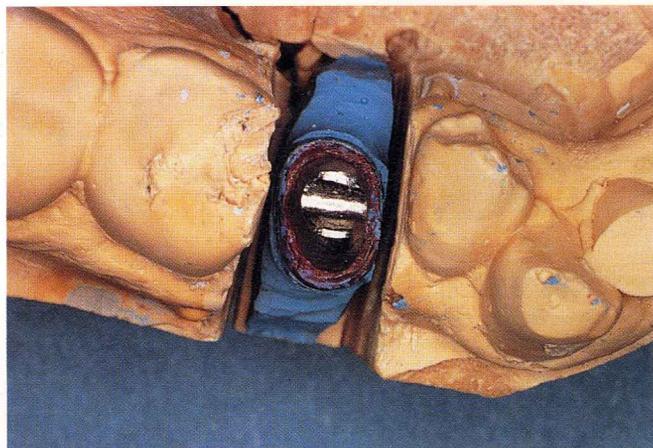


Foto 6 - Perno-moncone in titanio sul modello.

cie in riabilitazioni estese, l'uso del titanio avente un basso peso specifico consente di ottenere protesi estremamente leggere¹².

In implantoprotesi, gli insuccessi precoci vengono generalmente imputati al chirurgo, mentre le cause di insuccessi tardivi vanno invece ricercate in campo protesico, con particolare attenzione alle caratteristiche dei materiali della sovrastruttura. Possiamo identificare più punti deboli inerenti i materiali della sovrastruttura implantare: l'uso di materiali non resistenti alla corrosione o non correttamente trattati, l'impiego di materiali a ridotto tenore aureo e l'uso di leghe brasanti contenenti cadmio¹³. Utilizzando il titanio è possibile ovviare a questi fastidiosi inconvenienti. Ogni sovrastruttura viene realizzata o come monofusione o saldata al laser. In questo modo si evitano tutti i processi di brasatura, in quanto allo stato attuale non esistono leghe brasanti in grado di vantare nel cavo orale una buona biocompatibilità, ed allo stesso tempo anche una qualità soddisfacente di tenuta. Nel momento in cui si realizza una sovrastruttura in titanio il metodo di scelta è rappresentato dalla moderna saldatura al laser e non più dalle altre

metodiche. La saldatura del titanio in odontoiatria può avvenire in due modi: al plasma o al laser. Quest'ultima tecnica è preferibile in quanto garantisce una lavorazione pulita e precisa, la quota di evaporazione resta limitata, il calore si concentra unicamente nel punto desiderato e soprattutto la saldatura si esegue sul metallo fuso originale senza l'ausilio di materiali d'apporto¹⁴.

Un'ulteriore aspetto positivo inerente l'impiego del titanio in odontoiatria è rappresentato dalla neutralità gustativa, dovuta alla facilità con cui lo strato di ossido passivante inibisce i processi d'erosione elettrolitica che, determinando l'asportazione di particelle superficiali di metallo, sarebbero percepite dalle papille gustative come aroma metal-

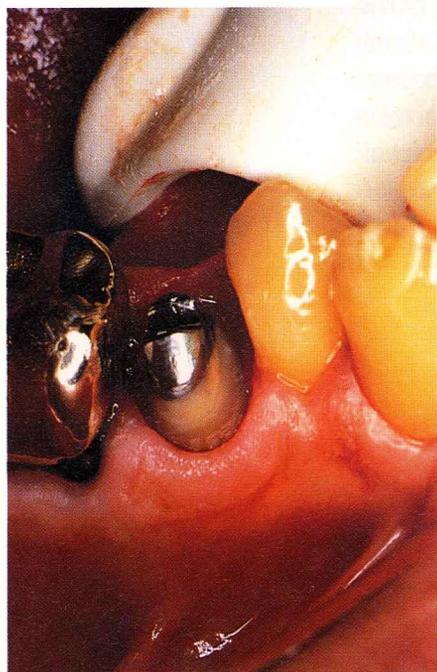


Foto 7 - Perno-moncone in titanio cementato.

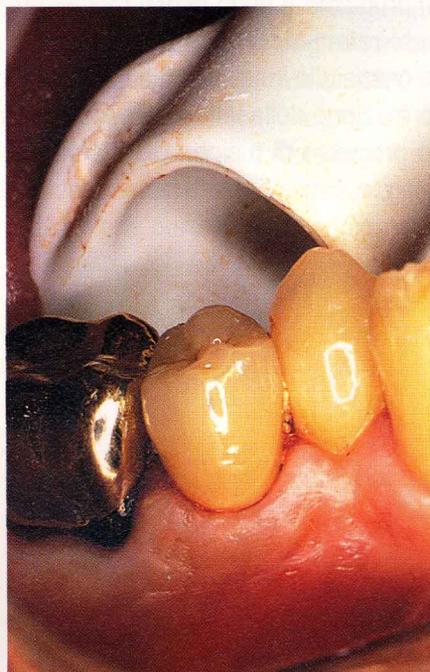


Foto 8 - Corona in titanio-ceramica in situ, visione vestibolare.

Tabella 1

| Totale pazienti | Pazienti maschi | Pazienti femmine | Impianti posizionati | Corone ricostruite | Pazienti con riabilitazioni unicamente implantari | Pazienti con riabilitazioni unicamente su pilastri naturali | Pazienti con riabilitazioni di tipo misto |
|-----------------|-----------------|------------------|----------------------|--------------------|---|---|---|
| 59 | 29 | 30 | 125 | 196 | 23 | 6 | 30 |

TIPO DI COSTRUZIONE

| Corone su impianto | Corone su pilastri naturali | Selle libere | Corone Ti/ceramica su pilastri naturali | Corone Ti/resina su pilastri naturali | Corone Ti/ceramica su impianti | Corone Ti/resina su impianti | Corone singole |
|--------------------|-----------------------------|--------------|---|---------------------------------------|--------------------------------|------------------------------|----------------|
| 115 | 81 | 16 | 65 | 16 | 93 | 22 | 39 |

lico. Vi è infine un aspetto molto importante che in futuro giocherà a favore del titanio, e cioè i costi, molto inferiori allo stato grezzo di qualunque altro tipo di lega aurea. Fra gli svantaggi derivanti dall'uso del titanio citiamo sostanzialmente il fenomeno dell'allotropismo, le difficoltà di lavorazione, i costi di investimento, la curva di apprendimento e l'estetica. A temperatura ambiente il titanio possiede una struttura esagonale compatta denominata fase α . Tale struttura si mantiene stabile fino ad 882 °C; al di sopra di tale soglia, il metallo subisce una trasformazione allotropica, consistente nell'assunzione di una conformazione strutturale cubica corpo-centrato, nota come fase β , che resta stabile sino alla temperatura di fusione (1670 °C). Ai fini di un corretto impiego odontoiatrico del titanio, si dovrebbe tendere a realizzare industrialmente un giusto compromesso fra le due fasi. La formazione di una crosta superficiale spessa circa 200 μm (α case) ha da sempre rappresentato il principale problema inerente i processi di fusione del titanio in odontoiatria. Le caratteristiche impartite alla lega dall' α case sono riassumibili in estrema durezza, estrema fragilità e presenza di inclusioni e microfratture derivanti dalle masse refrattarie usate fino a poco tempo fa¹⁵. Il problema è stato risolto recentemente, grazie all'introduzione sul mercato di nuove masse refrattarie a base di ossidi (ossido di alluminio, di magnesio, di zirconio o di calcio), e grazie alle innovazioni apportate alle apparecchiature per fusione, usando le quali la formazione della temuta α case è ridotta ai minimi termini (15-30 μm), anche se l'intero processo di fusione del titanio resta notevolmente più delicato rispetto a quello delle leghe auree. È infatti necessario impiegare for-

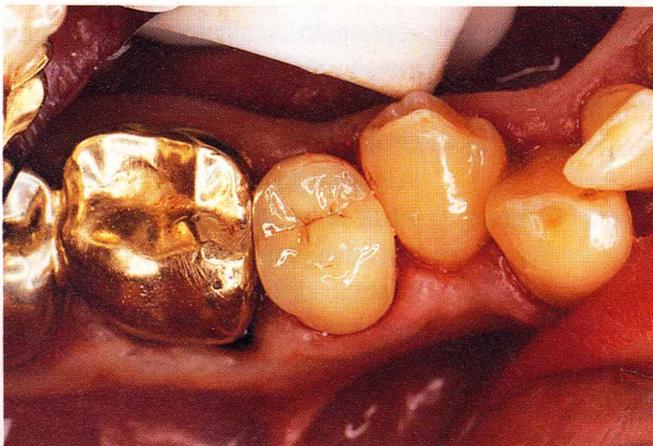


Foto 9 - Corona in titanio-ceramica in situ, visione oclusale.

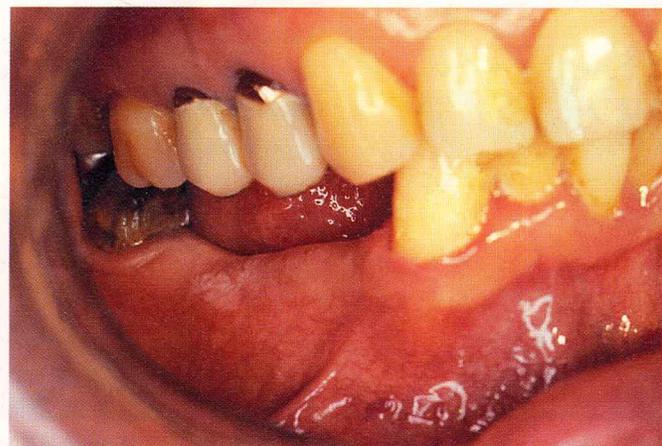


Foto 10 - Perdita degli elementi 44,45,46.

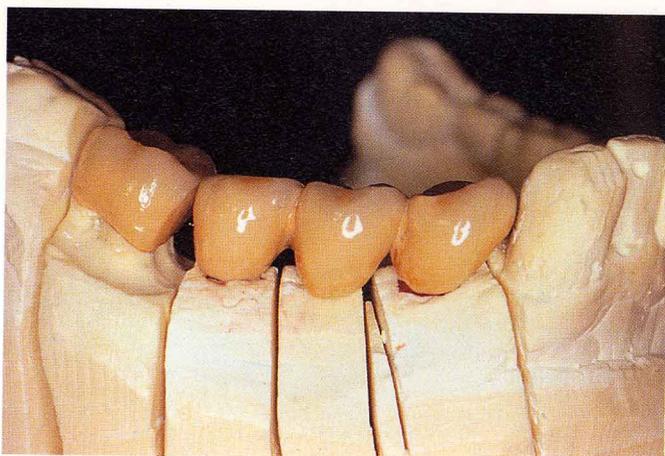


Foto 11 - La ricostruzione sul modello; si noti l'auro-galvano crown sull'elemento 47, e le ricostruzioni in titanio-ceramica sugli altri elementi.



Foto 12 - Visione oclusale sul modello.

ni ad arco elettrico o a induzione ad alta frequenza: i maggiori problemi nella fusione del titanio restano dunque la qualità della superficie, le colature incomplete e le porosità interne, per risolvere i quali l'industria ha cercato di sviluppare valide alternative, come l'elettroerosione, la plastificazione, la formatura superplastica. Tali tecniche però, prima di essere considerate valide alternative, devono essere ancora perfezionate¹⁶. Anche durante la fase di lavorazione e di rifinitura occorre tener presente alcuni svantaggi, rappresentati ad esempio dal fatto che se il metallo si surriscalda passa dalla fase α alla fase β , con conseguente aumento della fragilità e della durezza. È quindi necessario lavorare a basse velocità di limatura, utilizzando frese di tungsteno a taglio incrociato, in grado di sviluppare meno attrito. Un ulteriore elemento critico è rappresentato dalla precisione dell'adattamento marginale delle corone di titanio fuso (o elettroeroso), non sempre ottimale. Anche in tal caso, l'uso di corrette apparecchiature per fusione e l'impiego di materiali da rivestimento non reattivi risultano fondamentali per realizzare fusioni in titanio precise, biocompatibili e facili da rivestire esteticamente¹⁷. Non in ultima analisi bisogna poi considerare problemi quali i costi di investimento e la curva di apprendimento: da parte degli odontotecnici si richiede cioè un notevole investimento economico, non alla portata di tutti. Bisogna inoltre considerare il fatto che lo sviluppo di ogni nuova metodica è legato ad un periodo di addestramento sia dell'odontoiatra che dell'odontotecnico. Questo tempo va correttamente investito per imparare a conoscere la metodica, ed è quindi correlato ad un periodo di introiti ridotti. Anche questa considerazione porta spesso numerosi operatori a frenare i facili entusiasmi. Vi è infine il discorso dell'estetica, che rimane ancora in discussione. Essa è oramai abbastanza valida, anche se è convinzione comune ritenere che per i settori frontali l'estetica ottenibile con metodiche convenzionali rimanga ancora superiore. La base delle nostre considerazioni nasce proprio chiedendoci se e come sia possibile migliorare l'estetica della protesi odontoiatrica ottenuta impiegando il titanio. A tal fine abbiamo riabilitato 59 pazienti mediante sistemi implantoprotetici convenzionali, utilizzando come materiale di primo impiego tale metallo, ottenendo i risultati in precedenza descritti. Tali risultati meritano alcune considerazioni. Gli insuccessi avuti come frattura delle corone in ceramica su impianti, si sono tutti verificati nei primi pazienti trattati; questo dato, suffragato dalla scomparsa di tale problema nei pazienti successivi, conferma che tali insuccessi sono da imputarsi alla già citata curva di apprendimento, problematica delicata nelle fasi iniziali sia per il tecnico sia per l'odontoiatra, specie per metodiche nuove come questa. In un unico caso abbiamo riscontrato difetti di fusione; grazie alle citate caratteristiche merceologiche ed alla sufficiente radio-

trasparenza, nelle fusioni in titanio è possibile evidenziare tali difetti e quindi eliminarli, al contrario di quanto avviene con le leghe auree. L'unico caso di frattura del metallo riscontrato è relativo ad una paziente bruxista di 45 anni: risulta quindi evidente la bassa percentuale riferita a tale possibilità di insuccesso (0,51%). Le percentuali di insuccesso dovute invece a fattori di vario genere, sono peraltro sovrapponibili a quelle relative alle riabilitazioni protesiche convenzionali; il problema della scementazione del manufatto è infatti frequente anche impiegando le leghe auree. Ugualmente numerosi sono stati i casi nei quali, specie adottando criteri molto severi, i risultati estetici ottenuti primariamente non sono rimasti soddisfacenti nel tempo. La maggior parte dei problemi estetici riscontrati (più del 90%), si è presentata sotto forma di progressiva retrazione gengivale in corrispondenza dell'area dei colletti. Anche questo problema si presenta frequentemente con le protesi convenzionali, tanto che possiamo escludere la relazione fra il problema stesso e il tipo di materiale impiegato per eseguire la riabilitazione protesica, ponendolo invece in maggiore relazione a come quest'ultima è stata realizzata. Ogni metodica innovativa comporta dei rischi e di sicuro i dubbi sollevati dall'impiego del titanio in odontoiatria sono dovuti in parte alla novità. A seguito dell'ampio e del valido spettro di indicazioni possedute sembra ormai certo che in futuro la ricostruzione protesica in metallo si avvarrà sempre più del titanio.

Oggi nessuno dispone di studi a lungo termine che possano provare la stabilità e la durata nel tempo di queste ricostruzioni tuttavia, le indagini preliminari e gli studi condotti, cominciano a fornire un certo margine di tranquillità, anche se la certezza deve essere ancora raggiunta. Resta poi da migliorare l'estetica, soprattutto nelle regioni frontali. È comunque nostra convinzione che gli sforzi congiunti di ricercatori e clinici, permetteranno di risolvere a breve anche questo problema.

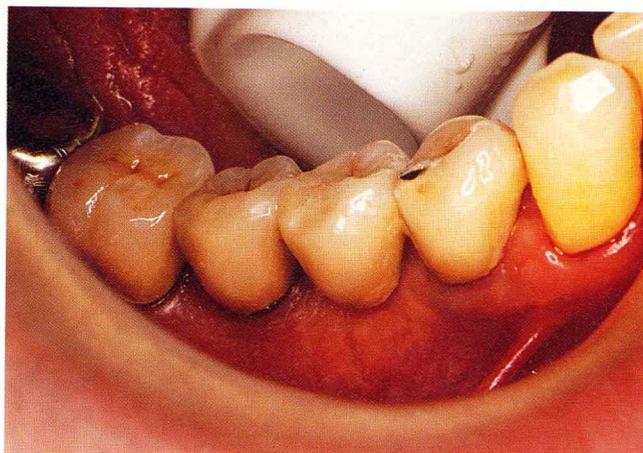


Foto 13 - Le ricostruzioni cementate: si apprezzi il risultato estetico di paragone tra l'auro-galvano crown e le corone in titanio-ceramica.

Ogni metodica innovativa comporta dei rischi e di sicuro i dubbi sollevati dall'impiego del titanio in odontoiatria sono dovuti in parte alla novità. A seguito dell'ampio e del valido spettro di indicazioni possedute sembra ormai certo che in futuro la ricostruzione protesica in metallo si avvarrà sempre più del titanio.

Oggi nessuno dispone di studi a lungo termine che possano provare la stabilità e la durata nel tempo di queste ricostruzioni tuttavia, le indagini preliminari e gli studi condotti, cominciano a fornire un certo margine di tranquillità, anche se la certezza deve essere ancora raggiunta. Resta poi da migliorare l'estetica, soprattutto nelle regioni frontali. È comunque nostra convinzione che gli sforzi congiunti di ricercatori e clinici, permetteranno di risolvere a breve anche questo problema.

1. Wirz J.: Klinische Material und Werkstoffkunde, Quintessenz Verlag, Berlin 1993.
2. Siervo S., Siervo P., Schmidli F.: Miberfolgsanalyse bei einer implantatgetragenen Stegkonstruktion, Quintessenz ZT, 10 : 1255-1262, 1995.
3. Weber H., Sauer K.H., Paulssen W.: In-vivo Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen, Dtsch Zahnärztl Z, 41 : 1272-1276, 1986.
4. Wirz J., Rateitschak E., Schmidli F.: Werkstoffbedingte Gingivaentzündung, Quintessenz, 38 : 1737-1742, 1987.
5. Wirz J.: Schädigung des Parodonts durch zahnärztliche Werkstoffe. Zahnärztliche Welt 102, 146-162, 1993.
6. Hopp M., Meinke E., Schmelzer M., Lange K.P.: Le particolarità della fusione in titanio realizzata nel laboratorio dentale. Quintessenza Od., 3 : 243-257, 1996.
7. Kvam K., Derand T., Austrheim E.K.: Fracture, Toughness and Flexural Strength of Dental Ceramics for Titanium. Biomat., 16(1) : 73.76, Jan 1995.
8. Lorey Re, Edge M.J., Lang B.R., Lorey H.S.: Potential for Bonding Titanium Restoration. Int.-J.-Prosthot., 2(3) : 151-155, Sep. 1993.
9. Hruska A.R., Borelli P.: Quality Criteria for Pure Titanium Casting, Laboratory Soldering, Intraoral Welding, and a Device to Aid in Making Uncontaminated Castings. J-Prosthet. Dent., 66(4) : 561-565, Oct 1991.
10. Wirz J., Jäger K., Schmidli F.: Klinische Korrosion. Schweiz Monatsschr Zahnmed., 97 : 1151-1156, 1987.
11. Rädiger K., Fichte R.: Titan, Titanlegierungen und Titanverbindungen; Ullmans Encyclopädie der Technischen Chemie, 4. Aufl, Band, 23 : 267-292, 1983.
12. Päßler K.: Titan in der zahnärztlichen Prothetik, Zahntech., 3 : 10-16, 1993.
13. Siervo S., Siervo P., Schmidli F.: Analisi di un insuccesso: implantoprotesi a barra. La Quintessenza Odontotecnica 8 : 709-718, 1996.
14. Gundlach H.W.: La saldatura Laser nella pratica Odontotecnica. Dent.-Labor. III, 4: 299-305, 1996.
15. Wirz J.: Titan-ein Werkstoff der Modernen Prothetik, Quintessenz, 5 : 731-739, 1994.
16. Ida K.: Progress of Titanium Casting in Dentistry: a review of basic and practical studies on casting defects. Abstr. P08, II International Symposium on Titanium in Dentistry, Tokyo, 1992.
17. Klinger E., Bining K., Walter M.: Castability and Accuracy of Fit of a Titanium Casting System. Dtsch.-Zahnärztl-Z, 46 (11) : 743-745, Nov 1991.

Bibliografia

Indirizzo Autori:

C. Coraini, P. Siervo,
R. Siervo, S. Siervo -
Cattedra di
Odontostomatologia I°,
Università degli Studi di
Milano - Dir. Prof. F.
Santoro - Istituti Clinici di
Perfezionamento
Via della Commenda 10,
20122 Milano.

M. Baldin
Mastec Lab. Od.
Via P. Portaluppi 11/2
Milano