

Monometallismo in implantoprotesi

1. Introduzione

Le innovazioni tecnologiche che hanno interessato i vari settori dell'odontoiatria, in questi ultimi anni, hanno messo a disposizione dell'operatore nuovi materiali e metodiche in grado di migliorare lo standard qualitativo sia delle prestazioni che dei risultati. È il caso di alcuni metalli e delle loro leghe, oggi vantaggiosamente usati per fabbricare protesi e strumentario odontoiatrico il cui impiego era un tempo esclusivamente limitato al campo industriale: ne è un esempio il titanio (Ti).

Grazie ai suoi pregi il Ti viene da anni utilizzato in implantologia orale sia come metallo puro sia sotto forma di leghe, per esempio con il palladio nel Ti 260 o con il nichel nelle leghe Ni/Ti in endodonzia e ortodonzia (15).

Solo di recente, grazie al perfezionamento delle tecniche e dei materiali, è stato possibile fonderlo per realizzare protesi odontoiatriche con risultati analoghi a quelli ottenibili con le leghe convenzionali (19).

Una protesi realizzata in Ti oltre a essere un prodotto di qualità,

duro e sicuro è anche competitivo nel prezzo in quanto il Ti non è un metallo nobile, è relativamente abbondante sulla crosta terrestre e ha bassi costi di estrazione (5).

Bisogna considerare però che come tutti i materiali metallici anche il Ti quando si trova nel cavo orale, specie se in contatto con metalli di diversa natura, è potenzialmente in grado di subire un fenomeno chimico-fisico detto corrosione.

La corrosione è caratterizzata da un progressivo e irreversibile degradamento delle proprietà meccaniche e tecnologiche dei materiali metallici a opera di fattori ambientali, geometrici e metallurgici che portano alla loro trasformazione in ossidi metallici e alla riduzione della loro efficienza.

I metalli subiscono la corrosione per ragioni insite nella loro natura in quanto la maggior parte di essi, nelle ordinarie condizioni ambientali, tendono a trasformarsi nei loro composti di partenza (ossidi, idrossidi, carbonati, solfati, cloruri ecc.) che sono termodinamicamente più

Abstract The use of a single metal in implantology

The fact that it is now possible to melt titanium and its alloys means that good results can be obtained from the use of crowns and bridges that do not have any differences in oxide-reductive potential observed when different metals or alloys are used in the oral cavity, a problem that is particularly acute when prostheses are placed on implants. In this paper, the Authors explain the mechanism of corrosion and its effect on oral and systemic health, and also evaluate the possibility of reducing or eliminating the galvanic corrosion induced by the use of combinations of different metals or alloys in the mouth. For this reason, they propose the creation of crown or bridge implants, pegs and metal substructures made using titanium of the same purity.

Key words

Corrosion
Titanium
Implanted prostheses

stabili. A questo processo non partecipano quei metalli che si ricoprono di una pellicola protettiva di ossidi (passivazione) come il Ti, il cromo e l'alluminio e quei metalli come il platino, l'oro e l'argento che vengono classificati come nobili in quanto si presentano in natura puri e nella condizione tale da non reagire facilmente con altri elementi e composti (20).

Di fondamentale importanza è pertanto la conoscenza del comportamento alla corrosione di un materiale metallico nell'ambiente in cui dovrà essere posto in esercizio, per esempio quando è in presenza di gas o vapori a diverse temperature o quando si trova immerso in soluzioni più o meno concentrate di composti organici e inorganici.

Si deduce come la permanenza a medio e lungo termine di restauri costruiti con i diversi materiali a disposizione dell'odontoiatra e dell'odontotecnico, in un ambiente così particolare qual è il cavo orale diviene un punto nevralgico a causa dei fenomeni che si generano dall'interazione tra i materiali stessi e l'ambiente.

Analizzando infatti, il cavo orale dal punto di vista chimico-fisico si evince come questo sia un ambiente particolarmente mutevole a causa della presenza di un liquido di produzione endogena e in continuo ricambio che è la saliva e di altri fattori come: flora microbica, tartaro, residui alimentari e medicinali che contribuiscono ad aumentare l'aggressività di tale ambiente. Il cavo orale è inoltre soggetto a variazioni termiche, di umidità e di pH che possono contribuire alla liberazione di composti ed elementi chimici sotto forma di ioni altamente reattivi e potenzialmente nocivi a livello sistemico

e/o locale (6, 14, 16, 20).

In genere il contatto di due o più metalli differenti per natura e potenziale ossido-riduttivo immersi in una soluzione elettrolitica, come la saliva, è causa di microcorrenti galvaniche. Tali correnti sono potenzialmente in grado di determinare a livello locale: eritema allergico, cheilite, glossite, stomatite da contatto, leucoplachie, lichen ruber planus, differenti forme di nevralgie e iperplasie nonché un aumento nella formazione della placca batterica (6, 12, 13).

Questo fenomeno determina inoltre la diffusione di ioni metallici nella saliva e nel sangue comportando a livello sistemico il loro accumularsi nei tessuti duri e molli di tutto l'organismo. Si vengono così a creare le condizioni per una sensibilizzazione dei pazienti agli elementi metallici liberati oltre agli effetti tossici diretti che questi sono in grado di produrre (8).

2. La corrosione

Esistono varie classificazioni della corrosione (Tabella I), ma tra queste la classificazione chimica è quella che noi prenderemo in considerazione, perché spiega il meccanismo attraverso il quale i materiali metallici costituenti le protesi subiscono tale fenomeno.

La corrosione chimica è detta anche per attacco diretto ed è causata dai gas della respirazione: O_2 , CO_2 , vapore acqueo e da quelli di origine alimentare come H_2S , SO_2 , N_2O , i quali combinandosi con gli elementi metallici delle protesi e delle otturazioni danno luogo a ossidi e solfuri che disposti in sottili strati superficiali vengono attaccati dalla saliva e asportati per azione meccanica.

La corrosione elettrochimica può essere causata da eterogeneità della fase liquida e/o della fase solida:

1) le eterogeneità della fase liquida sono causa della corrosione da areazione differenziale che si verifica in quelle zone in cui la concentrazione dell'ossigeno, disciolto nella soluzione elettrolitica, è minore come per esempio nei solchi profondi di protesi, manufatti poco levigati e mal lucidati oppure restauri con una porzione sopra e una sottogengivale (12);

2) le eterogeneità della fase solida sono legate invece:

a) alla presenza di impurità e diversità nella composizione dei grani all'interno di una lega: le impurità localizzandosi ai bordi dei grani cristallini danno origine a reazioni ossido-riduttive tra bordo e parte interna dei grani. Stesso fenomeno avviene nelle soluzioni solide dove si assiste alla corrosione del materiale meno nobile presente in un cristallo misto (12);

b) alle differenze nello stato di sollecitazione meccanica: le parti metalliche delle protesi dove si concentrano le più elevate sollecitazioni sia statiche che dinamiche o che presentino tensioni in seguito a deformazione plastica a freddo, si comportano anodicamente presentando maggior tendenza alla corrosione rispetto alle altre. Nel cavo orale si verifica più facilmente la tenso-corrosione per l'associazione tra sollecitazioni meccaniche e ambiente aggressivo;

c) all'accostamento di metalli o leghe differenti: a noi interessa in particolar modo il contatto Ti/lega ad alto tenore di Au, Ti/lega palladiata, Ti/lega vile e Ti/Ti.

In quanto, trattandosi nei primi tre casi di un contatto tra metal-

Tabella I Classificazione del fenomeno corrosione

Topografica	Morfologica	Ambientale	Chimica
Generalizzata	Ulcere	In ambiente secco	Chimica
Localizzata	Crateri	In ambiente liquido	Elettrochimica o Elettrolitica
Selettiva	Pits		
Superficiale	Cricche		
Intergranulare o Intercristallina	Vaiolature e pustole superficiali		

li di differente natura è possibile che abbia luogo una corrosione per contatto galvanico.

Nel primo caso si viene a creare un sistema (pila) ossidoriduttivo in cui il Ti, meno nobile dell'oro e con potenziale standard di ossido-riduzione (S) più basso tende a ossidarsi (cessione di elettroni) andando a costituire l'anodo.

Il catodo è costituito dall'oro che avendo un potenziale S più alto si riduce (acquisto di elettroni) e rimane nel proprio campo di immunità.

La saliva, in cui si muovono gli elettroni, funge da conduttore elettrolitico (circuito interno) e i tessuti duri e teneri della cavità orale da circuito esterno.

Uno studio effettuato da Brevaglieri et al. (1) dimostra, grazie all'ausilio del SEM, come nella zona di contatto Au/Ti si formino perforazioni del titanio o precipitati a forma di croce (strutture epitassiali del Ti) dispersi su tutta la superficie contenenti prodotti derivati dalla corrosione. Questa condizione potrebbe portare secondo que-

sti Autori al completo fallimento dell'osteointegrazione (1).

Altri Autori invece affermano la biocompatibilità di tale coppia galvanica e l'assenza del rischio di corrosione localizzata in fessura dimostrando l'assenza di un fenomeno corrosivo di importanza rilevante, anche la densità di corrente registrata (10^{-7} - 10^{-8} A/cm²) sarebbe talmente bassa da non scatenare dolore o shock galvanico (17).

Nel secondo contatto (Ti/lega palladiata) la chimica della reazione è la stessa (17), ma la lega palladiata è da preferire in quanto possiede un potenziale di equilibrio più vicino a quello del Ti con minor tendenza all'instaurarsi della corrosione per contatto galvanico.

Quando invece abbiamo la lega vile, il Ti funge da catodo (riduzione) con rischio di perdita del film di passivazione e aumenta la sua suscettibilità alla corrosione, mentre la prima funge da anodo corrodendosi in maniera puntiforme. In questo caso pur essendo trascurabile la corrente galvanica che si genera si pre-

senta il rischio di corrosione localizzata in fessura.

Il contatto Ti/Ti non è stato ancora testato sperimentalmente. Riteniamo però che utilizzando lo stesso tipo di Ti per l'impianto il moncone e la corona soprastante, l'accoppiamento non dovrebbe generare problemi, in quanto la differenza di potenziale è virtualmente uguale a zero.

3. Caratteristiche generali e lavorazione del titanio

Il Ti è un metallo particolarmente apprezzato in odontoiatria in quanto ha una densità relativa di 4,5 g/cm³, fonde a 1677°C e bolle a 3277°C, ha una conduttività termica molto bassa (22 Wm⁻¹ K⁻¹). In natura si trova essenzialmente come biossido (TiO₂) in tre modificazioni polimorfe: rutilio, anatasio e brookite (18). Il Ti metallico allo stato solido somiglia all'acciaio e ha una durezza Brinell di 120 e Vickers compresa tra 167 e 217 a seconda degli elementi impuri presenti. Esso è stabile all'aria in quanto in presenza di ossigeno si ricopre di un sottile strato di ossidi ($\approx 10\text{Å}$), che si riproduce immediatamente (1msec.) dopo un danneggiamento meccanico.

L'elevata densità e inerzia chimica di questa pellicola di ossidi impedisce l'ulteriore afflusso di ossigeno autolimitando il processo di ossidazione (passivazione). L'elevata affinità del Ti per l'ossigeno gli consente di ossidarsi anche quando questo non è presente in forma gassosa ma legato ad altri composti (SiO₂, H₂O) estraendolo da questi. Questo metallo, durante il suo passaggio dallo stato liquido a quello solido, cristallizza in un reticolo esagonale compatto (forma alfa), ma alla temperatura di 882°C è in grado di passare

Tabella II Suddivisione del titanio secondo la specifica F67/89 degli standard ASTM

Forma	Legga
1 grado	Titanio puro (0,15 Fe; 0,12 O ₂)
2 grado	Titanio puro (0,20 Fe; 0,18 O ₂)
3 grado	Titanio puro (0,25 Fe; 0,25 O ₂)
4 grado	Titanio puro (0,30 Fe; 0,35 O ₂)

alla forma cubica a faccia centrata (forma beta) e ciò gli consente di dar luogo a leghe di sostituzione (15).

Il Ti puro viene suddiviso in quattro gradi secondo la specifica F67/89 degli standard ASTM (Tabella II). Aumentando il grado, aumenta la quantità degli elementi impuri (O_2 , Fe, N_2 , C, H_2); questo comporta un miglioramento di alcune proprietà meccaniche (durezza, modulo di elasticità) e una inevitabile diminuzione della duttilità (18).

L'ottima biocompatibilità e resistenza alla corrosione del Ti sono legate in primo luogo alla formazione di questa pellicola di rutilio (TiO_2) e di altri ossidi (TiO , Ti_2O_3 , Ti_3O_4) sulla sua superficie (2, 8, 11).

A tale pellicola di passivazione si attribuisce anche l'azione batteriostatica del metallo e la facilità con la quale si possa rimuovere placca e tartaro dalla sua superficie (10).

Anche in condizioni ideali si è notato che il Ti viene liberato in piccole quantità nei tessuti circostanti da un impianto osteointegrato senza però causare danni di alcun tipo per le cellule adiacenti (11, 16).

Anche se alcuni studi (9) dimostrano che, quando la dimensione delle particelle di Ti è compresa tra 1 e 3 μm e la sua concentrazione è di $1 \times 10^7/ml$, si assiste a una riduzione dell'attività della fosfatasi alcalina degli osteoblasti, con effetto inibente sulla loro attività mineralizzante. Dal punto di vista chimico, di grande interesse è la reattività di questo metallo alle alte temperature, che crea enormi problemi di fusione, saldatura e lavorazione.

La fusione è forse la fase di laboratorio che ha creato in passato i più grossi problemi e ha

frenato l'inserimento sul mercato di questo materiale come valido sostituto delle leghe odontoiatriche convenzionali. Questi problemi sono legati a vari fattori quali: l'alto punto di fusione del Ti; la bassa densità del Ti e l'elevata affinità chimica di questo metallo, quando è allo stato fuso, per la maggior parte degli elementi, tra cui i gas (O_2 , N_2 , H_2) presenti nell'atmosfera. Proprio a causa di queste sue peculiari caratteristiche non è stato possibile fino a oggi fondere con successo questo metallo con le apparecchiature da fusione, i crogioli e i materiali da rivestimento tradizionali. Solo grazie all'introduzione di modifiche nei metodi convenzionali di fusione dentale è stato possibile sviluppare tecniche e apparecchiature dedicate a questo scopo.

Per quanto concerne le fusioni odontoiatriche in Ti, tre sono le tecniche attualmente usate nelle fonditrici in commercio:

- arco voltaico che fonde il lingotto in ambiente a saturazione di argon con centrifuga meccanica;
- arco voltaico che fonde il lingotto in una camera con atmosfera controllata di argon e dalla quale il metallo fuso cade in una seconda camera sotto vuoto contenente il cilindro di fusione;
- fusione del lingotto per induzione in una camera stagna con atmosfera inerte e centrifuga a motore elettrico (10).

Questo metallo può essere rivestito con i materiali estetici comunemente in uso in odontoiatria protesica.

Per la ceramizzazione, i passaggi sono pressoché identici a quanto avviene per la lavorazione delle leghe convenzionali; le uniche differenze sono rappresentate dalla sabbiatura con biossido di alluminio a 250 μm e

l'aggiuntiva stesura del bonding prima dell'opacizzazione. Il bonding è una polvere con granulometria compresa tra 0 e 3 μm composto in prevalenza da fritta ad alta percentuale di ossidi metallici e altri elementi che in fase di cottura sviluppano idrogeno, che ha caratteristiche riducenti. Al fine di non superare la temperatura di transizione allotropica del Ti (882°C), vengono impiegate ceramiche con temperatura di sinterizzazione compresa tra 700 e 800°C, e aventi un coefficiente di espansione termica simile a quello del titanio che è di $9,6 \times 10^{-6}$ (3, 11). Attualmente ci si avvale di forni che consentono, a differenza di quelli impiegati fino a oggi per la sinterizzazione della ceramica su lega convenzionale, l'impiego di gas argon durante alcune fasi del ciclo di cottura (4).

L'impiego delle resine composite, grazie alle loro proprietà occluso-funzionali, sta trovando in questo momento favorevoli consensi in campo implantoprotesico (2).

I compositi, reperibili oggi sul mercato, possono essere impiegati illimitatamente per la ricopertura delle strutture in Ti; infatti la pellicola di ossidi che si forma sul Ti consente un valido legame con i primer impiegati per far aderire questi materiali alle sottostrutture metalliche. Anche la sabbiatura con diossido di alluminio a 50 μm prima dell'applicazione del metal-primer è in grado di migliorare questo legame (11).

4. Materiali e metodi

Solo di recente il Ti è stato fuso per la realizzazione di corone, ponti e impianti sottoperiosteali. Ciò consente di utilizzare un solo metallo nella cavità orale nei casi di riabilitazioni protesiche

con o senza impianti. Ne derivano importanti vantaggi fisici, chimici e biologici, in quanto metalli diversi possono dar luogo a fenomeni di corrosione nel cavo orale con liberazione di ioni metallici nella saliva e nei tessuti (10).

Partendo dal principio di eliminare la differenza di potenziale standard ossido-riduttivo, che è alla base della corrosione per contatto galvanico, abbiamo utilizzato nelle nostre esperienze l'accoppiamento di impianto, moncone e sovrastruttura in Ti dello stesso identico tipo (grado 2 di purezza). La fonditrice impiegata nelle nostre esperienze (Titec 201F, Orotig) sfrutta il sistema TIG (Thungsten Inerte Gas) grazie al quale il lingotto di Ti viene fuso mediante arco voltaico in una camera con atmosfera controllata di argon per poi cadere, allo stato fuso, in una seconda camera sotto vuoto contenente il cilindro di fusione. Con questo sistema viene fusa solo una parte della carica di Ti in quanto questa è posta su di un piattello in rame che è a temperatura ambiente.

La superficie di Ti a contatto con il rame funge così da crogiolo alla porzione soprastante completamente fusa, limitando in questo modo al massimo il contatto del metallo liquido con altri materiali che potrebbero eventualmente inquinarlo, alterandone le caratteristiche fisico-chimiche.

Con questo sistema si ottengono fusioni precise ed esenti dai più comuni problemi connessi alla fusione del Ti quali: caratteristiche qualitative superficiali insufficienti, difetti di colata e porosità interne. Il materiale da rivestimento impiegato nelle nostre esperienze era il Titec by Orotig (19).

5. Casi clinici

5.1. Caso n. 1

Il paziente, di 22 anni, presentava l'agenesia del 4.5 e la persistenza in arcata dell'8.5 compromessa da un grave riassorbimento radicolare.

Si è proceduto all'estrazione dell'8.5 e al confezionamento di una protesi provvisoria mobile. Dopo due mesi veniva inserito un impianto a vite in Ti con diametro di 4,7 mm e lunghezza di 13 mm.

Dopo quattro mesi si è provve-

duto alla riapertura. Dopo la guarigione dei tessuti molli è stata presa un'impronta di posizione del moncone in Ti avvitato sull'impianto, un'impronta dell'antagonista e una registrazione inter-occlusale. Il moncone è stato poi rimosso e posizionato su di un analogo da laboratorio prima di essere reinserito nell'impronta.

Il laboratorio ha poi proceduto alla colatura dei modelli (*fig. 1*) e alla realizzazione con la tecnica della fusione a cera persa della sottostruttura in Ti (*fig. 2*)

sulla quale è stato modellato il rivestimento estetico (Conquest C/B, Jeneric/Pentron) (*figg. 3, 4*). A restauro ultimato (*figg. 5, 6*), dopo aver avvitato il moncone (*fig. 7*), è stata cementata provvisoriamente la corona (*figg. 8, 9*).

Date le necessarie istruzioni di igiene orale al paziente sono stati programmati dei controlli a tre, sei e dodici mesi durante i quali è stata riscontrata un'ottimale condizione del livello osseo (*fig. 10*) e dei tessuti molli perimplantari.



Fig. 1 Modello in gesso, con moncone in titanio su analogo da laboratorio, ottenuto mediante impronta di posizione



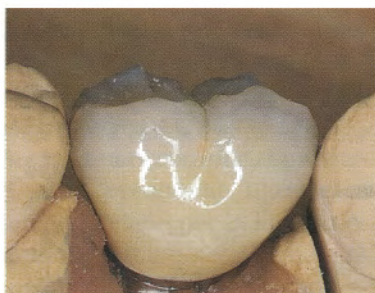
Fig. 2 Prova della sottostruttura in titanio sul moncone



Fig. 3 Applicazione del metal-primer



Fig. 4 Applicazione e modellazione del composito (Conquest C/B)



Figg. 5,6 Manufatto ultimato

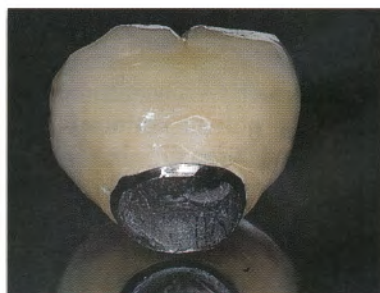




Fig. 7 Moncone avvitato sul relativo impianto in zona 4.5



Figg. 8,9 Corona in situ

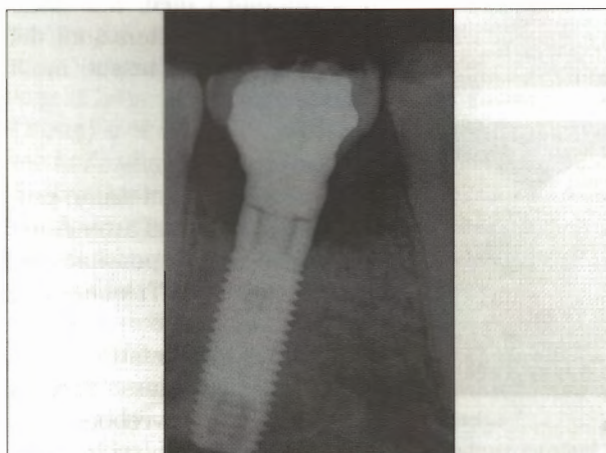


Fig. 10 Controllo radiografico a un anno del complesso impianto-moncone-corona



Fig. 11 Modello in gesso, con moncone in titanio su analogo da laboratorio, ottenuto mediante impronta di posizione



Figg. 12-14 Manufatto ultimato in titanio-ceramica

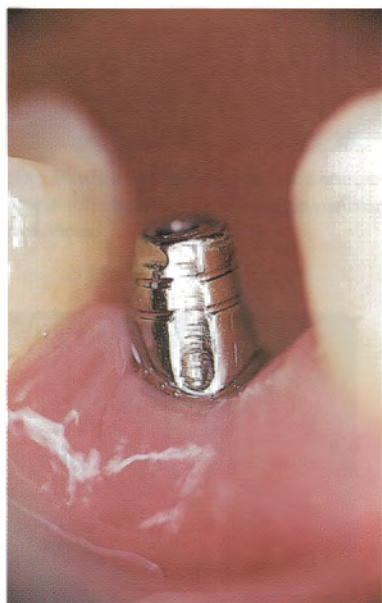
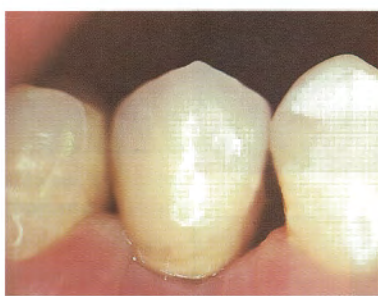


Fig. 15 Moncone avvitato sul relativo impianto in zona 2.5



Figg. 16,17 Corona in situ

5.2. Caso n. 2

In un paziente di 24 anni dopo l'estrazione del 15 irrimediabilmente compromesso da una frattura verticale, è stata confezionata una protesi provvisoria mobile. Dopo due mesi veniva inserito un impianto a vite in Ti con diametro di 4,7 mm e lunghezza di 14,5 mm. A sei mesi dall'intervento si è provveduto alla riapertura.

Una volta ottenuta la necessaria guarigione dei tessuti molli sono state realizzate le impronte dell'antagonista e quella di posizione del moncone in Ti avvitato sull'impianto. Il caso è stato risolto mediante una corona in Ti-

ceramica (Titan Keramik, Vita) (figg. 11-17). Anche in questo caso dopo aver impartito le necessarie istruzioni di igiene orale al paziente sono stati effettuati dei controlli a tre, sei e dodici mesi durante i quali non sono state riscontrate alterazioni del livello osseo e dei tessuti molli perimplantari.

6. Conclusioni

Con questo lavoro ci siamo proposti di portare all'attenzione degli odontoiatri la possibilità di ottenere protesi in Ti su impianti.

L'accoppiamento infatti di metalli o leghe dello stesso tipo nel cavo orale non dovrebbe generare fenomeni corrosivi in quan-

to la differenza di potenziale è virtualmente uguale a zero.

La corrosione elettrochimica nel cavo orale può comunque essere ridotta a limiti accettabili con l'osservanza delle seguenti indicazioni (14):

1) impiego di metalli e leghe nobili con elevata resistenza alla corrosione o materiali metallici che presentino il fenomeno della passivazione, ricordiamo che la resistenza alla corrosione delle leghe più comunemente impiegate in odontoiatria è in ordine crescente: amalgami, acciai inox, leghe al Cr-Co-Ni, Ti, leghe palladiate e leghe auree;

2) evitare di porre in contatto tra loro materiali metallici di tipo diverso;

3) rendere le superfici dei restauri e delle protesi lisce onde facilitare la detersione meccanica e l'autodetersione allo scopo di impedire la formazione e il ristagno di placca. È quindi importante, per mantenere queste superfici levigate, effettuare la rimozione di eventuali depositi dal complesso implantoprotesico con curette in plastica e copette in gomma con pasta poco abrasiva;

4) evitare di saldare leghe a diversa composizione o l'uso di una lega d'apporto a composizione diversa. Anche questo problema viene brillantemente risolto nel caso del Ti mediante procedimenti di saldatura autologa al laser (Laser 60L, Titec by Orotig) o al plasma (Pulsar, Titec by Orotig);

5) strettamente per il campo impianto-protesico: il Ti quando è accoppiato con un altro metallo o lega deve presentare al massimo una debole polarizzazione anodica, facendo sì che la corrente scambiata nella cella galvanica non sia tale da scatenare lo shock galvanico (17).

Se possibile quindi accoppiare solo titanio con lo stesso grado di purezza e della stessa forma cristallina (meglio la fase alfa a più basso contenuto di ferro perché più resistente alla corrosione) (1, 9).

Dai risultati desunti dalle nostre esperienze cliniche è emerso che l'accoppiamento Ti/Ti non nuoce alla salute dei tessuti perimplantari. Inoltre essendo il Ti un materiale bioenergeticamente positivo si può intravedere in futuro un incremento del suo campo di applicazione (Tanaka, comunicazione personale; 1996), grazie anche alla migliorata qualità dei manufatti con esso realizzati.

Riassunto

Oggi giorno è possibile fondere il titanio e le sue leghe con buoni risultati realizzando in questo modo ponti e corone in grado di eliminare qualsiasi differenza di potenziale ossido-riduttivo che si verifica quando si accoppiano nel cavo orale metalli o leghe di diversa natura. Questo problema è particolarmente sentito in implantoprotesi.

Nel presente lavoro gli Autori spiegano il meccanismo della corrosione e i suoi effetti sulla salute orale e sistemica. Essi valutano inoltre la possibilità di ridurre o eliminare la corrosione galvanica indotta accoppiando differenti metalli e leghe nel cavo orale.

Per questa ragione essi propongono di accoppiare impianto, moncone e sottostruttura metallica (della corona o del ponte) realizzati con titanio dello stesso grado di purezza.

Parole chiave

*Corrosione
Titanio
Implantoprotesi*

Bibliografia

1. Brevaglieri B, De Biase S, Mongelli M. Perdita di protezione in impianti di titanio in contatto con oro. *Pagine d'album da: Il nuovo laboratorio odontotecnico*. Brescia: ed. Odont italiana, 1995: 76-80.
2. Calabrese L, Natali AN, Pisani F. Usura funzionale del manufatto protesico definitivo nel rispetto della dimensione verticale accertata: uso dei policarbonati e di chiavi di riferimento occlusale in impianto-protesi. *Odontostomatologia* 1995; 6: 766-73.
3. Carlucci EH. Il titanio e il suo rivestimento estetico (I). *La Quintessenza Odontotecnica* 1995; 10: 905-16.
4. Carlucci EH. Il titanio e il suo rivestimento estetico (II). *La Quintessenza Odontotecnica* 1995; 11: 977-91.
5. Casini V, Gerardi GA, Nicasi A, et al. Una nuova tecnica di riabilitazione, su impianti e pilastri naturali, con sovrastruttura in titanio, rivestito da un materiale estetico fotoindurente. *Doctor Os* 1997; 9: 727-34.
6. Corica M. La corrosione galvanica tra titanio e leghe dentali in implantologia. Note esemplificative per l'uso clinico. *Odontostomatologia* 1997; 4: 456-61.
7. Fischer C. Esperienze con il sistema di fusione in titanio Biotan. *La Quintessenza Odontotecnica* 1997; 1: 27-41.
8. Foglio Bonda PL, Paganelli C. Elettrocrosione di leghe odontoiatriche. *Il Dentista Moderno* 1997; 6: 29-42.
9. Haihong L, Janguo L. Effect of titanium particle on osteoblasts proliferation and differentiation in vitro. *IADR/CED-NOF, Berlino: 3rd Joint Meeting, 1996: abstr. 342.*
10. Hruska AR, Borelli P. Fusioni in titanio. *Passato, presente, futuro*. *Il Dentista Moderno* 1991; 8: 1495-508.
11. Lubberich AC. Il titanio come materiale alternativo per le protesi su impianti. In: *Protesi su impianti di Suckert R, Bucking W*. Brescia: Ed. Mea, 1995: 130-41.
12. Manzon L, Guerra F, Ferro A. La corrosione elettrochimica come fattore etiopatogenetico del lichen ruber planus. *Odontostomatologia* 1996; 1: 124-8.
13. Manzon L, Guerra F, Longhi V. Elettrochimica: descrizione di un caso clinico. *Odontostomatologia* 1996; 2: 206-9.
14. Negri PL, Della Ventura A, Eramo S. *Materiali dentari*. Firenze: Ed. USES, 1992: 168-83.
15. Ortolani V. Le caratteristiche del titanio e di alcuni composti di interesse implantologico. *Il Dentista Moderno* 1991; 3: 513-19.

16. Paoli M, Pescarolo D. Biocompatibilità e corrosione delle leghe dentali e del titanio. Nota I: comportamento elettrochimico delle leghe considerate singolarmente. Atti IV Congresso Naz. Coll. dei Docenti di Odont.; Roma, 1997; vol. II: 919-27.
17. Paoli M, Pescarolo D. Biocompatibilità e corrosione delle leghe dentali e del titanio. Nota II: comportamento elettrochimico delle leghe in accoppiamento galvanico. Atti IV Congresso Naz. Coll. dei Docenti di Odont.; Roma; 1997; vol. II: 929-37.
18. Passler K. Il titanio nelle protesi odontoiatriche. Dental Labor 1994; 5: 439-46.
19. Romeo E, Camandona M, Forti S et al. Il titanio in protesi: precisione di adattamento. Dental Cadmos 1997; 19: 40-6.
20. Simionato F. Tecnologie dei materiali dentali. Vol. I, tomo I, III ed. Padova: Ed. Piccin, 1985: 236-50.

Si ringraziano i laboratori odontotecnici MB Dental e Ars Dentis per il prezioso contributo offertoci nel corso di questo lavoro.

Giunto in redazione nel mese di luglio 1998

Mirko Andreasi Bassi
V.le Spartaco 101
00174 Roma
Tel. 06/7615277