

Analisi MicroTac di impianti a connessione conometrica

F. Di Carlo, M. Marincola, A. Quaranta, *R. Bedini, *R. Pecci

Università di Roma "Sapienza" - Cattedra di Protesi Dentaria - Titolare: prof. M. Quaranta

*Istituto Superiore della Sanità del Lazio - Dip. Tecnologie e Salute - Direttore: ing. V. Macellari

1. Introduzione

Il concetto di osteointegrazione introdotto da Brånemark negli anni '60 (1) fonda il successo in implantologia sul principio dell'osteointegrazione (2, 3) determinata dalla densità dell'osso lungo l'area di contatto con la

superficie dell'impianto. In letteratura sono presenti numerosi studi riguardanti i meccanismi che regolano questo processo sia nella fisiologica guarigione sia nella patologica perdita di attacco (4). Di contro minori sono state le ricerche riguardanti i meccanismi di guarigione e di

perdita di attacco dei tessuti mucosi perimplantari (5, 6). È ormai noto che una non corretta gestione del tessuto mucoso intorno all'impianto può condizionarne il successo clinico, poiché la sua degenerazione patologica, spesso conseguente a colonizzazione batterica, può evolvere da

Riassunto

La precisione delle connessioni meccaniche della componentistica implantare assume una notevole importanza per evitarne l'invasione batterica e l'instaurarsi di patologie perimplantari.

Lo scopo della ricerca è la valutazione, mediante scansione microtomografica, della precisione della connessione implantare conometrica (Bicon®, USA) prima e dopo il carico funzionale.

Sono stati utilizzati tre campioni di impianti a connessione conometrica Bicon®, tutti inglobati all'interno di una forma di resina in modo da ottenere tagli orizzontali e verticali in un asse idoneo per la scansione tomografica. Sono state eseguite scansioni a raggi X mediante Sky-Scan micro CT per valutare la precisione del sigillo ermetico della connessione sia dopo attivazione iniziale (campione n. 1 e 3) sia dopo 5 anni di carico funzionale (campione n. 2). Tutte le immagini ottenute sono state trasmesse a un hardware collegato ed elaborate mediante un software dedicato ricostruendo il modello tridimensio-

nale esatto degli impianti in esame e consentendone inoltre le misurazioni micrometriche delle aree scansionate.

Alla luce dei risultati ottenuti è possibile affermare che nella connessione conometrica della sistemica valutata si instaura tra le componenti un sigillo ermetico impermeabile alla penetrazione batterica. L'adozione di un sistema implantare con connessione conometrica potrebbe abbassare l'incidenza di patologie perimplantari di origine microbica riconducibili alla presenza di un potenziale gap nell'ambito della connessione implantare.

Parole chiave odontoconsult.it

Impianti
Connessione conometrica
Perimplantite

Abstract

Micro CT Scan evaluation of implant locking taper

INTRODUCTION. Accuracy of implant components is essential to avoid bacterial peri-implant diseases.

AIM OF THE STUDY. The aim of this study is to evaluate the precision of an implant locking taper system (Bicon®, USA) using a micro CT Scan analysis.

MATERIALS AND METHODS. Three implant samples with a locking taper were enclosed in a resin box in order to obtain accurate axial, vertical and horizontal tomographic slides. A micro CT Scan analysis was performed to assess the accuracy of fixture abutment seal on both non loaded and loaded implants. A 3-D reconstruction was obtained using a dedicated software.

RESULTS. Fixture-abutment locking taper of the implant system used is characterized by an optimal seal that provides an excellent barrier against bacterial invasion.

CLINICAL IMPLICATIONS. Insertion of implants with a locking taper system could dramatically reduce the incidence of peri-implant diseases caused by bacterial pathogens and prevent implant failure.

Key words

Implants
Micro CT Scan
Locking taper

semplice mucosite in una complessa perimplantite con perdita dell'impianto (7). I tessuti mucosi perimplantari sono costituiti da epitelio sulcolare non cheratinizzato, da epitelio giunzionale e da tessuto connettivale. L'epitelio giunzionale stabilisce un rapporto con la superficie implantare mediante emidesmosomi connessi alla superficie metallica in modo del tutto simile al dente naturale (8), mentre il tessuto connettivale rappresentato dalle fibre connettivali assume un decorso molto differente rispetto al dente naturale: esse infatti si presentano dapprima perpendicolari per poi diventare parallele alla superficie dell'impianto (9, 10). L'impianto, una volta posto sotto carico, subisce un rimaneggiamento rappresentato da una corticalizzazione apicale e un riassorbimento crestale, modulato in conseguenza alle esigenze di adattamento al carico dell'osso perimplantare, adattamento peraltro direttamente proporzionale all'intensità del carico stesso (11). Relativamente alle cause del riassorbimento crestale si è molto discusso in particolare su due ipotesi: una vede come causa il carico, l'altra la presenza di batteri nel microgap presente tra impianto e

abutment. Una osservazione contraria alla prima ipotesi è rappresentata dal fatto che anche gli impianti non sottoposti al carico subiscono lo stesso rimaneggiamento osseo degli impianti caricati (12, 13). Nel 1997 Cochran et al. (13), nell'ambito di una ricerca sull'ampiezza dei tessuti mucosi intorno a impianti caricati e non caricati, conclusero che indipendentemente dal carico intorno agli impianti si stabilisce un'ampiezza biologica al pari dei denti naturali. Ciò indica che impianti anche se non sottoposti a carico ma solamente esposti all'ambiente orale vanno incontro agli stessi rimaneggiamenti. Inoltre, è opportuno sottolineare che i tessuti molli perimplantari presentano un'assenza dello spazio parodontale, in cui i tessuti connettivali non sono organizzati come un vero e proprio attacco connettivale e decorrono parallelamente alla superficie implantare formando un manicotto ispessito che circonda l'impianto (14). La presenza di un gap tra le componenti implantari ne consente la colonizzazione da parte dei batteri patogeni, i quali possono generare una infiammazione locale con conseguente migrazione apicale dell'epitelio sulcolare e

giunzionale, al quale si associa un riassorbimento dell'osso crestale per favorirne la migrazione dei tessuti epitelio-connettivali perimplantari (15-17). Nel 2002 Scarano et al. (18), in uno studio sperimentale sul rimaneggiamento dell'osso crestale perimplantare concludono che la soluzione sarebbe eliminare o quantomeno minimizzare il gap delle connessioni impianto-abutment. Quindi la precisione delle connessioni meccaniche delle componenti implantari assume una notevole importanza per evitarne l'invasione batterica e la conseguente perdita dell'impianto. Scopo di questa ricerca è la valutazione, mediante osservazione microtomografica, dell'interfaccia abutment-fixture (moncone-impianto) su impianti a connessione conometrica prima e dopo carico funzionale.

2. Materiali e metodi

Per la valutazione dell'interfaccia abutment-fixture e della relativa misura della superficie di contatto con gap inferiore ai 10 micron sono stati analizzati quattro campioni di impianti a connessione conometrica Bicon® (Bicon, 501 Arborway, Boston, MA 02130), i

primi tre nuovi e non impiantati e il quarto estratto dopo 5 anni di carico funzionale, così suddivisi (fig. 1):

- 1) campione di abutment con gambo 3 mm in fixture 4.5 x 8 mm;
- 2) campione di abutment con gambo 3 mm in fixture 4.5 x 11 mm;
- 3) campione di abutment con gambo 2 mm in fixture 4.0 x 11 mm;
- 4) campione di abutment con gambo 3 mm in fixture 4.5 x 8 mm.

Il sistema implantare valutato in questo studio presenta una connessione tra abutment e fixture che è definita di tipo *Locking Taper* (connessione a serraggio conico).

La conicità del gambo dell'abutment è progressiva e risulta equivalente a 1.5°; tale design permette l'alloggiamento dell'abutment nel foro della fixture generando un frizionamento tra le superfici di contatto, che ne determina un bloccaggio primario.

L'attivazione della connessione conometrica avviene mediante piccoli urti perpendicolari all'asse di inserimento e il serraggio delle due componenti avviene durante la fase di attivazione, con una saldatura fredda delle superfici a contatto (*cold-welding*) (19) garantendo al sistema implantare in esame la caratteristica ermeticità della connessione con conseguente sigillo batterico, recentemente verificato e certificato dalla FDA (Reg. n. K062044 del 21.11.2006).

I campioni 1, 2 e 3, nuovi e non impiantati, sono stati attivati in connessione mediante applicazione di una forza di urto perpendicolare all'asse di inserimento esercitata con un martelletto secondo le indicazioni della casa produttrice.

Il campione 4 è stato utilizzato come supporto di protesi fissa ed estratto per mobilità successiva a trauma dopo 5 anni di lavoro nel cavo orale.

Tutti i campioni sono stati inglobati in resina in posizione verti-

cale all'interno di uno stampo a forma cilindrica, in modo da poter essere acquisiti senza la possibilità di creazione di artefatti durante l'acquisizione tomografica. Le scansioni microtomografiche a raggi x sono state eseguite



Fig. 1 Campioni esaminati



Fig. 2a, b a) Livello L0 precedente alla superficie di contatto conometrico; b) taglio tomografico al livello L0

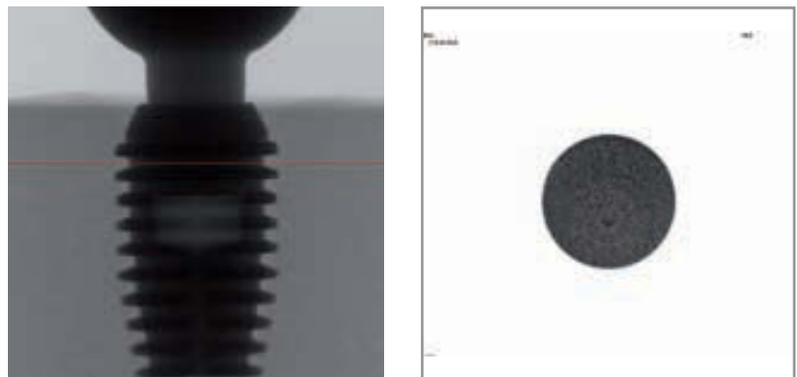


Fig. 3a, b a) Livello L1 inizio della superficie di contatto conometrico; b) taglio tomografico al livello L1

mediante strumentazione Sky-Scan modello 1072 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Belgium) per valutare la precisione del sigillo ermetico della connessione conometrica del sistema implantare sia su impianti nuovi dopo attivazione iniziale (campioni n. 1, 2 e 3) sia su un campione reperito dopo 5 anni di carico funzionale in bocca (campione n. 4).

Tutte le immagini ottenute dalla scansione tomografica sono state elaborate mediante un software di ricostruzione dedicato, in grado di riprodurre il modello tridimensionale esatto degli impianti in esame e di poterlo a sua volta osservare in tutte le sue componenti interne ed esterne, attraverso le sezioni acquisite, senza

bisogno però di distruggere, tagliare o alterare il campione.

Una volta ricostruito il campione in un numero di slice di circa 700, si passa alla individuazione dei limiti delle zone di contatto che rappresentano il sigillo della connessione conometrica.

Mediante l'osservazione delle sezioni ortogonali è stato stabilito il livello iniziale L0 (fig. 2a, b), in cui vi è ancora la presenza di gap tra le interfacce in connessione, nel livello successivo L1 l'interfaccia della connessione non era più visibile (fig. 3a, b), risultando così al di sotto dei 10 micron (fig. 3a). Proseguendo verso l'interno della fixture si stabilisce il livello finale della connessione L2 (fig. 2b) quando dall'osservazione

delle slice inizia a ricomparire il gap tra le interfacce in connessione (fig. 4a, b).

A questo punto, individuate le slice corrispondenti a L1 ed L2, si misurano da queste i due diametri corrispondenti alla connessione in quei due livelli estremi, si calcola quindi la distanza tra le due slice in modo da poter calcolare la superficie di contatto conometrico, cioè del sigillo, tramite la formula geometrica della superficie laterale di un tronco di cono, che rappresenta effettivamente la conformazione geometrica della zona di contatto tra abutment e fixture.

3. Risultati

I risultati mostrati nella tabella I rappresentano le aree delle superfici laterali di contatto calcolate con il relativo valore dell'altezza (h) del sigillo ermetico per ogni campione in esame.

I campioni n. 1 e 2, individuati come sistemi implantari dallo stesso diametro della fixture, presentano dopo l'attivazione due superfici di contatto molto simili, si può asserire uguali nell'ambito degli errori di misura.

Il campione n. 3, essendo di dimensioni inferiori, mostra di conseguenza una superficie di connessione inferiore.

Il campione n. 4, di dimensioni uguali al n. 1 e invecchiato *in vivo*, presenta una superficie di connessione molto più elevata.

Una verifica interessante della differenza delle aree tra il campione n. 1 (fig. 5a) e il campione espantato n. 4 (fig. 5b) si può avere osservando la loro ricostruzione microtomografica tridimensionale sezionata di un angolo di 90°, al fine di poter vedere la struttura interna dei sistemi implantari. La maggiore

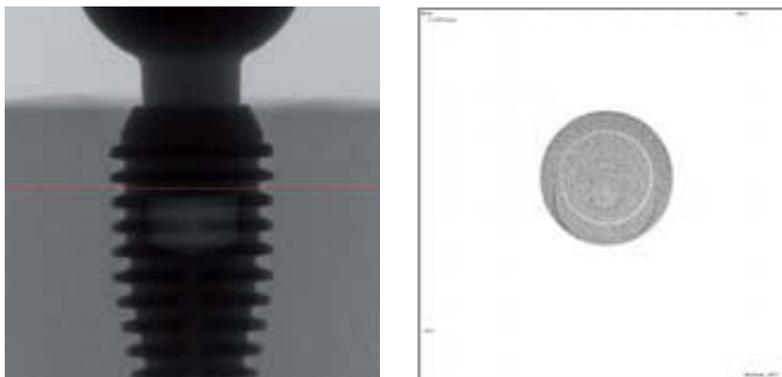


Fig. 4a, b a) Livello L2 successivo alla superficie di contatto conometrico; b) taglio tomografico al livello L2

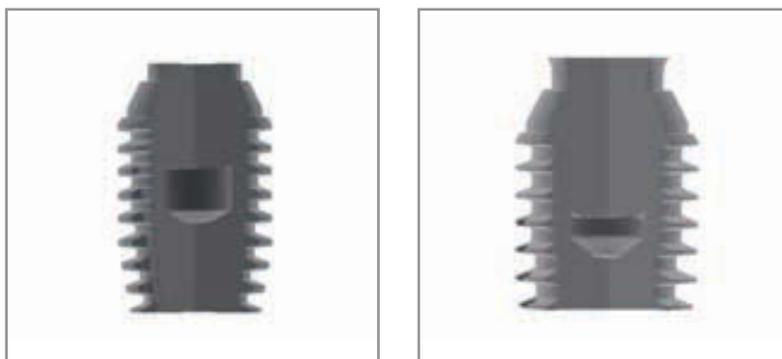


Fig. 5a, b a) Ricostruzione tridimensionale del campione n. 1; b) ricostruzione tridimensionale del campione n. 4

superficie di contatto, essendo poco permeabile ai raggi X, non viene ricostruita, per cui sulla figura 4b, dove è ricostruito il campione espantato, viene visualizzata una minore porzione della parte terminale dell'abutment, perché tutta la zona sopra è la superficie del sigillo. Stessa considerazione per il campione in figura 4a che è nuovo e attivato secondo le indicazioni del costruttore, dove si nota una maggiore porzione della punta dell'abutment in quanto la superficie del sigillo risulta inferiore a quella del campione.

4. Discussione

Tra i meccanismi eziologici della perimplantite, le alterazioni biochimiche presenti nel solco gengivale dell'area perimplantare, originate da colonizzazioni batteriche presenti nella mucosa perimplantare, sono sicuramente una delle principali cause di infiammazione. Ciò è dovuto alla differente fisiologia presente nell'habitat dento-gengivale rispetto all'habitat impianto-gengivale (20).

Nel primo, da una parte la risposta immunitaria e dall'altra la rimozione meccanica dei batteri ne impediscono la residenza batterica e ne diminuiscono la virulenza. Tutto ciò assume una notevole differenza nei tessuti mucosi perimplantari in cui la colo-

nizzazione batterica è sicuramente agevolata ove sia presente un gap nella connessione fixture-abutment. Infatti i gap presenti tra le connessioni offrono una facile via di colonizzazione ai batteri presenti nella zona della mucosa perimplantare nella quale si insedia un serbatoio batterico capace di alimentare focolai infiammatori acuti che rappresentano i segni preliminari dell'instaurarsi di una perimplantite. È dunque vantaggioso accertare la precisione delle componenti meccaniche delle sistematiche implantari al fine di prevenirne la loro colonizzazione batterica con conseguente perimplantite.

L'analisi dei risultati ottenuti dimostra che tra le componenti in connessione si crea un sigillo di contatto lungo l'asse di inserimento che inizia dalla porzione più coronale del perno di connessione ed è compresa tra i 2.28 mm, per gli impianti attivati, e i 2.60 mm in profondità, per l'impianto con 5 anni di carico funzionale.

È motivo di ulteriore indagine la differenza di profondità misurata tra l'impianto attivo e quello espantato pari a $2.60 - 2.28 = 0.32$ mm, la quale, se confermata, lascerebbe aperta l'ipotesi di un adattamento progressivo negli anni della componente protesica durante l'utilizzo negli anni *in vivo* della stessa.

In ogni caso i risultati ottenuti dimostrano che sia in presenza

Tabella I Aree delle superfici laterali di contatto calcolate con il relativo valore dell'altezza (h) del sigillo ermetico per ogni campione in esame

Campione n.	h sigillo (mm)	Superficie laterale (mm ²)
1	2.28	14.61
2	2.30	14.60
3	2.12	9.09
4	2.60	16.95

sia in assenza di carico funzionale la sola attivazione della connessione conometrica è sufficiente a creare un sigillo ermetico che impedisce l'invasione batterica delle componenti implantari. Inoltre è opportuno sottolineare la posizione sottocorticale della connessione la quale, avvalendosi del sistema di difesa proprio del tessuto osseo, non dà esito al rimaneggiamento osseo crestale presente quando si ha l'insediamento di una colonia batterica (15-17).

5. Conclusioni

Alla luce dei risultati ottenuti in questa ricerca possiamo affermare che nella connessione conometrica si instaura tra le componenti della connessione un sigillo ermetico impermeabile alla penetrazione batterica sia in entrata sia in uscita. Questi risultati confermano la ricerca effettuata nel 2005 da Dibart et al. (21) sulla colonizzazione batterica interna ed esterna nelle componenti di connessione degli impianti, la quale conclude che tale tipo di connessione ha dimostrato di essere ermetica alla invasione batterica *in vitro*. Inoltre, vista la straordinaria occasione del reperimento di un impianto a connessione conometrica invecchiato *in vivo*, si può ipotizzare che tale tipo di connessione con il tempo possa aumentare la superficie di contatto conometrico a causa della continua applicazione di carichi compressivi, mentre tale tipo di carico ripetuto a frequenze elevate e continue può convertirsi in vibrazioni, che possono provocare nei sistemi implantari con connessione a vite un iniziale ma spiacevole svitamento.

Bibliografia

1. Brånemark PI, Adell R, Breine U et al. Intra-osseus anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconst Surg* 1969; 3: 81-100.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U et al. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1990; 5: 47-59.
3. Adell R. The surgical principles of osseointegration. In: Whorthington P, Brånemark PI (eds). *Advances in Osseointegration Surgery*. Quintessence, 1992: 94-107.
4. McKinney RV Jr, Steflick DE, Koth DI et al. The scientific basis for dental implant therapy. *J Dent Educ* 1988; 52: 696-705.
5. Piattelli A, Manzoni L, Scarano A et al. Histologic and histomorphometric of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study on rabbit. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1998; 13: 805-10.
6. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. *J Mater Sci Mater Med* 1995; 6: 302-9.
7. Brogini N, McManus LM, Hermann JS et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003; 82: 232-7.
8. Gould TR, Wesbury L, Brunette DM. Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium *in vivo*. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 418-28.
9. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the perimplant mucosa: biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 971-3.
10. Ruggeri A, Franchi M, Trisi P et al. Histologic and ultrastructural findings of gingival circular ligament surrounding osseointegrated non-submerged loaded titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994; 9: 636-43.
11. Drinkwater BL. Weight-bearing exercise and bone mass. In: Matkovic V (ed). *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. Osteoporosis 1995; 6: 567-78. Philadelphia: WB Saunders Co.
12. Toljanic JA, Banakis ML, Willes LAK et al. Soft tissue exposure of endosseous-implants between stage I and stage II surgery as potential indicator of early crestal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1999; 4: 426-41.
13. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK et al. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implant-gingival junction around unloaded and loaded non submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997; 68: 186-98.
14. Schoeder A, van der Zypen E, Stich H et al. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981; 9: 15-25.
15. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A et al. Bacterial colonization on internal surface of Brånemark system implant components. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 90-5.
16. Iezzi G, Scarano A, Petrone G et al. Fluids penetration in the internal part of titanium implants: an *in vitro* study. 78th General Session and Exhibition of International Association for Dental Research (IADR). Washington USA, 5-8 April 2000.
17. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV et al. Crestal bone changes around titanium implants: a radiographic evaluation of unloaded non submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997; 68: 1117-30.
18. Scarano A, Petrone G, Iezzi G et al. Rimaneggiamento dell'osso crestale perimplantare: studio sperimentale. *Italian Oral Surgery* 2002; 1: 15-24.
19. Keating K. Connecting abutments to dental implants: 'An Engineer's Perspective'. *Irish Dentist* 2001; July.
20. Misch CE. An implant is not a tooth: *Dental Implant Prosthetics*. St Louis: Mosby, 2005: 28-9.
21. Dibart S, Warbington M, Fan Su M et al. *In vitro* evaluation of the Implant-abutment Bacterial Seal: The Locking Taper System. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2005; 20(5): 732-7.

Pervenuto in redazione nel mese di maggio 2007

Fabio Di Carlo
via Cassia 1669
00100 Roma
tel. e fax 06 30892685
f.dicarlo@uniroma1.it