Valutazione della passivazione della sovrastrutture implantari per protesi ibride fisse nel carico immediato: studio sperimentale

Ilaria Franchini, Maria Cristina Rossi*, Ezio Arioli*, Massimo Del Fabbro**, Fabio Galli*, Luca Francetti***, Tiziano Testori**

SERVIZIO DI ODONTOSTOMATOLOGIA **Direttore: Prof. R.L.Weinstein**
REPARTO DI FISIOPATOLOGIA ORALE ****Responsabile: Dr. Massimo Del Fabbro**

REPARTO DI PARODONTOLOGIA *****Responsabile: Prof. Luca Francetti**
REPARTO DI IMPLANTOLOGIA E RIABILITAZIONE ORALE ***Responsabile: Dr. Tiziano Testori**

INTRODUZIONE

Le maggiori complicanze e gli insuccessi nelle riabilitazioni implanto-protesiche sono rappresentati da ripetuti svitamenti delle viti di fissaggio, fratture del rivestimento estetico, fratture delle viti di fissaggio o della struttura metallica, frattura dell'impianto, riassorbimento osseo marginale fino alla perdita dell'impianto. Le due principali cause di queste complicanze sono il carico occlusale inadeguato e la mancanza di passività della connessione implanto-protesica (1, 2).

Le forze applicate sull'impianto e le tensioni create da una sovrastruttura implantare non passiva producono delle sollecitazioni meccaniche che si ripercuotono sia sulle componenti della connessione implanto-protesica sia sull'interfaccia osso-impianto (3, 4, 5, 6). Queste forze sono di tipo statico e agiscono sull'impianto anche in assenza di carico occlusale, sottoponendo l'impianto e le componenti protesiche a uno stato di "stress" continuo nel tempo. Difficile risulta anche la valutazione clinica del "misfit" implanto-protesico nel cavo orale tramite i diversi metodi proposti in letteratura (7, 8) quali la pressione digitale alternata per evidenziare possibili movimenti della struttura (9), l'esplorazione tattile tramite la sonda (10), l'esame radiografico (11), l'utilizzo di paste rivelatrici (12), l'analisi visiva tramite "optical comparator" (13), la tecnica fotogrammetrica (14, 15), la metodica Periotest® (16) e infine il test di avvitamento singolo che, attraverso l'avvitamento di un'estremità della sovrastruttura, permette di visualizzare possibili discrepanze marginali all'estremità opposta (6).

Se manca l'evidenza scientifica sul grado di "misfit" implanto-protesico accettabile, che varia da 10 µm (1) a 30 µm (17) fino a 150 µm di Jemt (18), la revisione della letteratura evidenzia attraverso la maggioranza dei dati due aspetti importanti:

Per garantire l'osteointegrazione è essenziale la passività della sovrastruttura implantare (19, 7).

La passività della sovrastruttura implantare è fondamentale per il successo a lungo termine del restauro implanto-protesico (8).

Nella pratica clinica il corretto posizionamento degli impianti e l'esatta riproduzione della loro posizione sul modello master di lavoro svolgono un ruolo determinante nell'adattamento passivo della sovrastruttura sugli impianti e nel controllo dei carichi biomeccanici (4).

Due sono gli aspetti da valutare nella realizzazione di un'ottimale passivazione delle sovrastrutture implantari: la metodica di rilevazione dell'impronta e la fase di costruzione della struttura metallica.

La contrazione propria dei materiali per impronta e l'espansione del gesso che varia tra 0,08% e 0,2% provocano una distorsione del modello master che risulta inadeguato per la realizzazione di una sovrastruttura implantare passiva avvitata su impianti multipli (4). L'utilizzo di resina autopolimerizzante per stabilizzare i coping per impronta in una struttura rigida compensa i movimenti dovuti alla contrazione del materiale per impronta (20, 21, 22, 23, 24, 25).

La distorsione conseguente alla fusione della sovrastruttura è considerata la principale responsabile della mancanza di adattamento passivo agli impianti (26, 27, 28). Tra le diverse metodiche per la passivazione secondaria della sovrastruttura si distinguono la fusione secondaria dei singoli elementi (12) o la tecnica di elettrodeposizione auro-galvanica per protesi cementata e la tecnica CrescoTiPrecision per protesi avvitata (29), che prevede la correzione della distorsione tramite dissezione orizzontale del framework e la saldatura laser a cilindri preformati in titanio, montati sugli analoghi del modello master e sezionati a loro volta su un piano perfettamente parallelo al precedente.

Nella procedura di carico immediato il carico progressivo degli impianti non deve interferire con la maturazione e il rimodellamento del tessuto osseo circostante (3, 30). Un sovraccarico precoce può determinare un micromovimento eccessivo all'interfaccia, tale da compromettere l'iniziale processo di rimodellamento osseo (31), favorendo così una riparazione fibrosa piuttosto che l'osteointegrazione (1, 32, 33).

Durante i primi 20-40 giorni dopo l'inserimento dell'impianto è necessario garantire l'assoluta immobilità per evitare che l'osteoide appena deposto evolva verso un tessuto fibroso (34, 35). Questo è realizzabile attraverso due concezioni terapeutiche che mirano rispettivamente a escluderlo dalla funzione (36) o a funzionalizzarlo in contenzione (37), in modo da raggiungere una stabilità rigida, in grado di abolire ogni variazione spaziale pur minima e transitoria (29). L'immobilità garantisce il succedersi dei primi intrinseci processi osteogenici. Nei seguenti 40-80 giorni, è auspicabile un'adeguata stimolazione meccanica per sostenere e potenziare i processi di maturazione ossea (38).

OBIETTIVO DELLA RICERCA

La ricerca analizza il grado di passivazione delle sovrastrutture implantari per protesi ibrida fissa avvitata tipo Toronto-Brånemark, in un protocollo sperimentale e nella procedura di carico immediato. La valutazione riguarda l'aspetto clinico della passivazione e quindi quello ottenibile attraverso tre diverse metodiche per la rilevazione dell'impronta, che nella procedura di carico immediato segue immediatamente l'inserimento degli impianti prima della sutura definitiva dei lembi utilizzando come transfert da impronta i dispositivi di montaggio degli impianti stessi.

La sperimentazione analizza il grado di passivazione durante le prove di avvitamento della sovrastruttura e si pone il compito di fornire le seguenti evidenze cliniche:

la descrizione di un metodo di valutazione clinica del "fit" implanto-protesico,

la descrizione di un metodo di rilevazione dell'impronta precisa che permetta di annullare il "misfit" implanto-protesico.

MATERIALI E METODI

Per lo studio sperimentale è stato realizzato un modello in acciaio raffigurante la posizione di 6 impianti nel cavo orale del paziente, simulando quella che può essere una situazione clinica di progettazione per protesi tipo Toronto-Brånemark. Il numero di impianti è stato volutamente scelto di 6 per aumentare quelli che possono essere i gap marginali. Gli impianti sono stati disposti all'interno del modello sperimentale con un arco di cerchio maggiorato rispetto ad un'usuale condizione clinica con lo scopo di estendere quelle possibili difficoltà di adattamento della sovrastruttura implanto-protesica dovute ad una maggiore lunghezza e curvatura della stessa. Gli impianti hanno una connessione esagonale esterna. La metodica sperimentale è rappresentata nella tabella I.

Ognuna delle 9 sovrastrutture implanto-protesiche viene valutata per quanto riguarda il grado di passivazione sul proprio modello master in gesso (fig. 1) e sul modello sperimentale in acciaio (fig. 2), per un totale di 18 valutazioni.

Le viti utilizzate per il fissaggio delle sovrastrutture implanto-protesiche sia agli analoghi presenti nei modelli master in gesso, sia agli impianti presenti nel modello sperimentale in acciaio sono in titanio. Il passo delle viti di serraggio utilizzate è di ca. 360 µm, di conseguenza ogni grado rotazionale della vite corrisponde ad un'escursione della stessa in senso verticale di circa 1 µm.

La valutazione del grado di passivazione avviene utilizzando il sistema di avvitamento OsseoCare® (Nobel Biocare AB) preimpostato con un torque massimo di avvitamento di 20 Ncm.

6 impianti su modello acciaio								
unione coping								
1. Tetric-Flow®			**2. GC Pattern Resin®**			**3. GC Pattern Resin®**		
impronta con portaimpronta individuale e **Impregum®**						--		
sviluppo modelli								
3 modelli master			3 modelli master			3 modelli master		
1A	1B	1C	2A	2B	2C	3A	3B	3C
sovrastruttura								
3 fusioni			3 fusioni			3 fusioni		
1A	1B	1C	2A	2B	2C	3A	3B	3C
tecnica di passivazione **CrescoTiPrecision System® (CTiP)**								
avvitamento tramite sistema **OSSEOCARE®**								
misurazioni su modello master								
1A	1B	1C	2A	2B	2C	3A	3B	3C
misurazioni su modello acciaio								
1AA	1BB	1CC	2AA	2BB	2CC	3AA	3BB	3CC

TabellaI

Fig. 1

Fig. 2

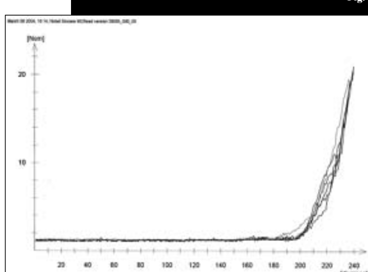

Fig. 3

Gruppo	*100°*	*190°*	*220°*
1	1.58 (0.082865)	2.21 (0.20588)	**8.97 (1.359746)**
2	1.50 (0.129525)	2.09 (0,205856)	**8.56 (1.783473)**
3	**1.29 (0.027142)**	**1.81 (0.339377)**	**8.24 (1.177428)**

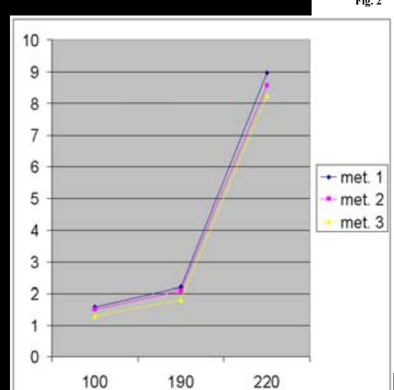

Fig. 4

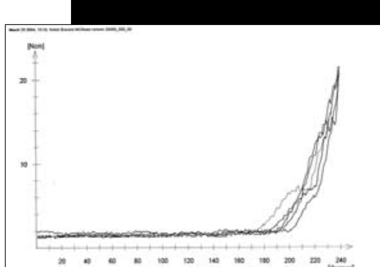

Fig. 5

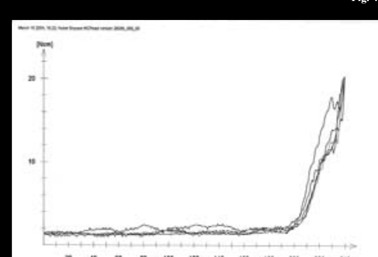

Fig. 6

Le registrazioni dell'avvitamento delle viti di fissaggio sia su modello master in gesso sia su modello sperimentale in acciaio sono effettuate in senso orario, dall'estremità sinistra a quella destra, prendendo come riferimento la disposizione dell'arcata in vivo. La riproduzione grafica della registrazione dell'avvitamento delle singole viti avviene tramite curve derivanti dai valori di torque (Ncm) sull'asse y e dall'angolo di rotazione della vite sull'asse x. Vengono visualizzati gli ultimi 240° rotazionali prima dell'arresto del motore corrispondenti agli ultimi 2/3 di giro della fase di avvitamento.

Lo studio prevede inoltre la valutazione della passivazione di una sovrastruttura implanto-protesica in una procedura di carico immediato sul paziente. Il piano di trattamento prevede una protesi inferiore ibrida fissa tipo Toronto-Brånemark avvitata a 5 impianti interforaminali, posizionata a 36 ore dall'intervento chirurgico.

L'impronta viene eseguita con il supporto di un apposito dispositivo, che funge in un primo tempo da dima chirurgica e in un secondo tempo da portaimpronta, tramite resina autopolimerizzante Pattern Resin® (GC), garantendo la riproduzione esatta della centrica e della dimensione verticale. Le fasi di avvitamento della protesi a carico immediato e della protesi definitiva a quattro mesi di distanza vengono valutate sul modello e nel cavo orale.

RISULTATI

Un grafico esplicativo di riferimento ci mostra come l'avvitamento di una vite singola, quindi passiva, sia suddiviso in tre fasi fondamentali. Raffigurati sono gli ultimi 240° gradi rotazionali durante la fase di avvitamento: fino a circa 200° il torque mantiene un valore basso non superiore ai 2 Ncm, che esprime la resistenza della vite di fissaggio dovuta alla frizione con la filettatura interna dell'impianto; nella seconda fase tra 200° e 220° gradi rotazionali la vite di fissaggio è sottoposta ad una deformazione elastica generata dal contatto intimo tra le superfici; nella terza fase tra 220° e 240° gradi rotazionali la vite è caricata fino al torque massimo prestabilito di 20 Ncm che coincide con la deformazione plastica e il serraggio finale della vite stessa.

I tracciati dei tre gruppi effettuati sul modello sperimentale in acciaio e sul modello master in gesso sono risultati sostanzialmente passivi e sovrapponibili con minime discrepanze a favore del gruppo 3 (fig. 3). La rappresentazione grafica dei risultati evidenzia la sovrapponibilità delle tre metodiche (fig. 4). La tabella II riporta il valore di torque medio e la deviazione standard delle misurazioni sul modello sperimentale in acciaio per ognuno dei tre gruppi sperimentali a 100°, 190°, 220° rotazionali (tab. II).

Le figure 5 e 6 riportano i valori di torque della protesi ibrida immediata provvisoria e della sovrastruttura protesica definitiva nella trasposizione clinica della sperimentazione. In tutti e due i casi la misurazione avviene sul modello master, ricavato dall'impronta post-chirurgica rilevata con l'ausilio della dima, e nel cavo orale.

DISCUSSIONE

I tracciati effettuati sui modelli in gesso sono risultati tutti sostanzialmente passivi, a testimonianza del fatto che la metodica della monofusione in titanio abbinata al sistema di passivazione CrescoTiPrecision System fornisce risultati predicibili (37).

I tracciati effettuati sul modello sperimentale in acciaio sono risultati sostanzialmente sovrapponibili con minime discrepanze a favore del gruppo 3, più accentuate in ultima fase di avvitamento.

Allo stato attuale viene considerato clinicamente passivo un grado di adattamento che presenta un misfit compreso tra 60 e 90 µm (6) che corrisponde a un raggio compreso tra 60° e 90° rotazionali.

La metodica sperimentale utilizzata nel gruppo 3, che corrisponde a quella adottata sul paziente in vivo, mostra i risultati più omogenei con un misfit marginale medio inferiore a 40 µm e quindi un buon grado di passivazione in accordo con i protocolli di carico immediato che prevedono il contenimento di micromovimenti e la stabilizzazione dell'impianto. Nei gruppi 1 e 2 si evidenziano misfit marginali clinicamente accettabili compresi fra 20-80 µm.

La sequenza di avvitamento delle sovrastrutture protesiche, scelta per amplificare eventuali "misfit", si è rivelata ininfluente sul risultato finale.

CONCLUSIONE

I risultati particolarmente favorevoli ottenuti nel gruppo 3, in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti solo con resina autopolimerizzante, utilizzata anche nella valutazione in vivo, e la sua facile esecuzione, soprattutto nella procedura di carico immediato, rendono la metodica clinicamente valida e realizzabile.

La valutazione quantitativa della resistenza di avvitamento tramite il sistema OsseoCare® (Nobel Biocare AB) rappresenta un metodo semplice, scientificamente valido e clinicamente attuabile per l'analisi del grado di passivazione della sovrastruttura implanto-protesica. Il sistema OsseoCare® permette di avvitare la struttura protesica con un torque predefinito e di registrare la resistenza all'avvitamento così come il dislocamento rotazionale della vite di fissaggio. Le metodiche alternative presentano svantaggi rilevanti quali l'alta soggettività e la scarsa sensibilità della tecnica (pressione digitale alternata, esplorazione tramite sonda, Periotest®), la scarsa standardizzabilità dei dati (esame radiografico, paste rivelatrici, test di avvitamento singolo) e infine costi e impegno elevati ("optical comparator", fotogrammetria tridimensionale) (7, 8).

BIBLIOGRAFIA

1. Adell R., Lekholm U., Rockler B. et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int Journal Surgery* 1981; 10: 387-41
2. Kohavi D. Complicatin in tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *Journal Oral Rehabilitation* 1993; 20(4): 413-22
3. Aparicio C. A new metod for achieving passive fit an interim restortin support by Brånemark implants: a technical note. *Int Journ Maxillofac Impl* 1995; 10(5): 614-8
4. Lorenzoni M., Perti C., Penkner K., Polansky R., Sedaj B., Wegscheider WA. Comparison of the transfert precision three different impression material in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil.* 2000; 27(7): 629-38
5. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(1): 19-31
6. Jemt T., Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int Journal Maxillofac Impl* 1996 ; 11: 620-5
7. Wicks RA., de Rijk WG., Windeler AS. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turne analysis. *J Prosthodont.* 1994 Dec; 3(4): 206-12
8. Khan JYK, Rungchaerrassaeng K., Bohsali K. et al. Clinical method for evaluating implant framework fit. *Journal Prosthetic Dentistry* 1999; 81(1): 7-13
9. Henry PJ. An alternative methods for the production of accurate casts and occlual records in the osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosth Dent.* 1987: 694-7
10. Yanase RT, Binon pp, Jemt T. et al. Current issue form. How doyou test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis ? *Int Oral Maxillofac Impl* 1994; 9: 471-4
11. Murphy WM., Absi EG., Gregory MC., William KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont* 2002 Mar-Apr ;15(2) :133-8
12. Goll GE. Productin of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I.Clinical procedures. *J Prosthet dent.* 1991; 66: 377-84
13. Vigolo P., Millstein PL. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(4): 439-46
14. Lie A., Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a tecnique to determine to the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5: 30-36
15. Jemt T., Lie A. Accuracy of implants supported prostheses in edentulous jaw. Analyais of precision of fit between cast gold alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photpgrametric techniques. *Clin Oral Impl Res.* 1995 ;6 :172-80
16. May KB., Lang BR., Lang BE., Wang RF. Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation vivo. *J Prosthet Dent* 1998 Jun; 79(6): 648-57
17. Klineberg IJ., Murray GM. Design of superstructure for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl.* 1985; 28: 63-9
18. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark iplants in edentulous jaws: a study of the treatment from the time of prostheses placement in the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1991; 6: 270-6
19. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants:a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994 Oct; 14(5): 404-19
20. Assif D., Fenton A., Zarb G., Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1992; 12(2): 112-21
21. Assif D., Nissan J:, Varsano I., Singer A. Accuracy of implant impression splinted tecniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Nov-Dec; 14(6): 885-8
22. Barrett MG., deBijk WG., Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont.* 1993 Jun; 2(2): 75-82
23. Zarb GA. Clinical application of osseointegration. An introduction. Swed Dent J Suppl. 1985; 28: 7-9.
24. Watanabe F., Uno I., Hata Y., Neuendorff G., Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr; 15(2): 209-18
25. Vigolo P., Majzoub Z., Cordioli G. Evaluation of accuracy of three tecniqus used for multiple implant abutment impression. *J Prosthet Dent.* 2003 Feb; 89(2): 186-92
26. White GE. Osseointegrated dental tecnology. *London: Quintessence Publishing Co Ltd;* 1993: 61-94
27. Tan KB., Rubenstein JE., Nichols JI., Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 346-363
28. Blackman R., Barghi N., Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet dent* 1991; 65: 309-315
29. Hellden LB., Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar-Apr; 13(2): 190-6
30. Adell R., Lekholm V., Rockler B., Brånemark P.I., Lindhe J., Eriksson B., Sbordone L. Marginal tissue reaction at osseointegrated titanium fixtures. A 3 years longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surgery.* 1986; 15: 39-52
31. Adell R. Regeneration of the periodontium : an experimental study in dogs. *Scand Journal Plast Reconstr Surg.* 1974; (suppl 11): 1-177
32. Adell R. An overwiew of the Brånemark osseointegration method comparing total and partial edentulism results. *Z Stomatol.* 1993; 90: 289-301
33. Albrektsson T., Zarb G., Worthington P., Eriksson AR. The long-term effect of currently used dental implants: a review and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 1: 11-25
34. Aspenberg P., Goodman S., Toksvig-Larsenn S., Ryd L., Albrektsson T. Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth. *Acta Orthop Scand.* 1992; 63: 141-5
35. Brunski JB., Skalak R. In: Naert I., Van Steenberghe D., Worthington P. (eds) . Osseointegration in oral rehabilitation : an introductory texbook. Chicago. *Quintessence Publishing Co.* 1999: 133-56
36. Brånemark P.I., Hansson B.O., Adel R., Breine U., Lindstrom J., Hallèn O., Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-years period. *Scandinavian journal of plastic reconstructive surgery.* 1977;16:1-132
37. Babbush CA., Kent JN., Misiek DJ. Titanium plasma-sprayed screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44: 274-82
38. Bianchi A. Implantologia e impianto-protesi. Torino: *Utet* 1999: 326-31

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI MILANO, DIPARTIMENTO DI SCIENZE CLINICHE "L.SACCO"
ISTITUTO ORTOPEDICO GALEAZZI S.p.a.