

Valutazione della passivazione delle 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*

*Università degli Studi di Milano, Dipartimento di Scienze Cliniche "L. Sacco"
Istituto Ortopedico Galeazzi, Servizio di Odontostomatologia, Direttore professor R.L. Weinstein*

**Reparto di Implantologia e Riabilitazione Orale, Responsabile dottor T. Testori*

***Reparto di Fisiopatologia Orale, Responsabile dottor M. Del Fabbro*

****Reparto di Parodontologia, Responsabile professor L. Francetti*

RIASSUNTO

La passivazione delle sovrastrutture implanto-protesi avvitata su impianti è un prerequisito indispensabile per l'ottenimento e per il mantenimento dell'osteointegrazione nel tempo, soprattutto nelle procedure di carico immediato. La rilevazione dell'impronta garantisce il trasferimento fedele della posizione implantare e metodiche costruttive adeguate assicurano la passivazione della sovrastruttura sul modello di lavoro.

Materiali e metodi. Su un modello sperimentale in acciaio vengono rilevate le impronte stabilizzando i dispositivi di montaggio secondo tre metodiche con: 1. composito fotopolimerizzante e polietere; 2. resina acrilica autopolimerizzante e polietere, e 3. solo resina acrilica autopolimerizzante. La costruzione di sovrastrutture per protesi ibride fisse in titanio è eseguita con il sistema CrescoTiPrecision System® (CTiP). Il grado di passivazione delle sovrastrutture sul modello master in gesso e sul modello sperimentale in acciaio è valutato con l'analisi quantitativa del torque di avvitamento tramite il sistema OsseoCare® (Nobel Biocare AB). Si esegue inoltre la valutazione della passivazione di una sovrastruttura implanto-protetica sul paziente nella procedura di carico immediato utilizzando la metodica 3.

Risultati. I tracciati effettuati sui modelli in gesso e sul modello sperimentale sono tutti sostanzialmente passivi e sovrapponibili. Il gruppo 3 mostra un grado di passivazione migliore (8,24 Ncm, gap <40 µm), rispetto ai gruppi 1 e 2 (8,56-8,97 Ncm, gap 20-80 µm).

SUMMARY Evaluation of the passivity of implant-retained frameworks by the use of different impression techniques for fixed hybrid prosthesis in immediate loading technique

Passive fit of implant-retained frameworks is the essential requirement for the achievement and maintenance of osseointegration, especially in immediate loading procedures. The impression and construction accuracy have to achieve the reproduction precision of implant position and the passive fit of the framework.

Material and method. Three different impression techniques were tested by splinting the mounts of 6 implants placed in an experimental steel model with: 1. photo polymerizing composite and polyether; 2. auto polymerizing resin and polyether; 3. only auto polymerizing resin. A titanium framework for fixed hybrid prosthesis was constructed for each impression with the CrescoTiPrecision System® (CTiP). The passive fitting of the frameworks on the master cast and on the steel model was analysed with the quantitative evaluation of the insertion torque with the Osseo-Care® dental unit (Nobel Biocare AB). Furthermore the passive fit of an implant-retained framework was tested in vivo in an immediate loading procedure using type 3 impression technique.

Results. The torque curves registered on the master casts and on the steel model appear mainly passiv and overlapping. Group 3 has a better passivity (8,24 Ncm, gap <40 µm) than group 1 and 2 (8,56-8,97 Ncm, gap 20-80 µm).

[Implantologia Orale 2005;4:??-??](#)

Nella moderna implantologia numerosi studi a lungo termine hanno definito le percentuali di successo della riabilitazione implanto-protetica osteointegrata^{1,2}, favorendone la diffusione e l'impiego nei casi di edentulismo totale e parziale. Nella tradizionale terapia implantare a carico dilazionato il fallimento della terapia implantare, dopo una prima fase di osteointegrazio-

ne degli impianti, può essere causato da infezione perimplantare o dal fallimento della struttura protesica.

Le maggiori complicanze e gli insuccessi nelle riabilitazioni implanto-protetiche 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-protesica³. Nella terapia implantare a carico immediato la riabilitazione implanto-protesica si propone di ristabilire l'integrità dell'anatomia e della funzione del sistema stomatognatico creando un profilo d'emergenza ideale per garantire la mantenibilità del restauro. Il carico progressivo degli impianti non deve interferire con la maturazione e il rimodellamento del tessuto osseo circostante⁴.

Gli impianti osteointegrati non possiedono il legamento parodontale e non presentano la resilienza dei denti naturali, che permette di ammortizzare i carichi trasversali. La mancanza del legamento parodontale, inoltre, non permette all'impianto di modificare e di adattare la sua posizione a una sovrastruttura non passiva. Di conseguenza 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^{5,6}.

Queste forze sono di tipo statico e agiscono sull'impianto anche in assenza di carico occlusale, sottoponendo l'impianto e le sue componenti protesiche a uno stato di "stress" continuo nel tempo. Il problema della passivazione è più evidente:

- nella protesi implantare avvitata supportata da più impianti, nella quale il carico progressivo dell'avvitamento è utilizzato per compensare il "misfit" implanto-protesico della sovrastruttura, producendo tensioni trasversali e riducendo la capacità di assorbire e distribuire i carichi occlusali;
- nello stesso tipo di protesi a carico immediato, nella quale la sovrastruttura passiva svolge la funzione di stabilizzare gli impianti e di favorire la fase di osteointegrazione.

Diversamente, la protesi implantare cementata non risente delle tensioni dell'avvitamento e compensa in parte il "fit" non completamente passivo della struttura protesica attraverso la cementazione⁷.

Nonostante alcuni Autori abbiano dimostrato che ricostruzioni implanto-protesiche fisse avvitate, prive di adattamento passivo, a distanza di 5 anni non causano riassorbimento del tessuto osseo perimplantare maggiore di quello auspicabile in condizioni ottimali e non influenzano quindi la sopravvivenza implantare⁸, altri dimostrano che un certo grado di misfit è tollerato e non influenza la percentuale di sopravvivenza degli impianti a lungo termine, causando però un numero elevato di complicanze protesiche quali ripetuti svitamenti e fratture delle viti di fissaggio e fratture dei rivestimenti estetici e delle strutture metalliche^{3,9}.

Difficile risulta anche la valutazione clinica del misfit implanto-protesico nel cavo orale mediante i diversi metodi

proposti in letteratura^{10,11} quali la pressione digitale alterata per evidenziare possibili movimenti della struttura¹², l'esplorazione tattile tramite sonda¹³, l'esame radiografico¹⁴, l'utilizzo di paste rivelatrici¹⁵, l'analisi visiva tramite "optical comparator"¹⁶, la tecnica fotogrammetrica^{17,18}, la metodica Periotest^{®19} e infine il test di avvitamento singolo che, attraverso l'avvitamento di un'estremità della sovrastruttura, permette di visualizzare possibili discrepanze marginali all'estremità opposta⁸.

Se manca l'evidenza scientifica sul grado di misfit implanto-protesico accettabile, che varia da 10 μm ¹ a 30 μm ²⁰ fino ai 150 μm di Jemt²¹, la revisione della letteratura evidenzia attraverso la maggioranza dei dati due aspetti importanti:

- per garantire l'osteointegrazione è essenziale la passività della sovrastruttura implantare^{22,10};
- la passività della sovrastruttura implantare è fondamentale per il successo a lungo termine del restauro implanto-protesico¹¹.

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 biomeccanici⁵.

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.

Al clinico si prospettano diverse metodiche per la rilevazione della posizione implantare: con portaimpronta individuale forato o non forato^{23,24}, con o senza unione dei coping per impronta tramite resine o gesso²⁵, con diversi materiali per impronta quali gesso, polietere, siliconi^{5,16,26}. 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^{5,27}. 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^{23,25,28-30}. L'odontotecnico ha a disposizione diverse metodiche per la costruzione della sovrastruttura implantare quali la fusione di leghe auree¹⁸, la fusione in titanio, il sistema Procera³¹ o CAD/CAM^{32,33} e l'elettroerosione. La distorsione conseguente alla fusione della sovrastruttura è considerata la principale responsabile della mancanza di adattamento passivo agli impianti³⁴⁻³⁶. Tale distorsione è difficile da prevedere in quanto dipendente da numerosi fattori quali: la contrazione lineare del tipo di lega impiegata, lo spessore e la forma del manufatto, la tecnica di fusione impiegata³⁷.

Tra le diverse metodiche per la passivazione della sovrastruttura si distinguono la fusione secondaria dei singoli elementi¹⁵ o la tecnica di elettrodeposizione auro-galvanica per protesi cementata e la tecnica CrescoTiPrecision per protesi avvitata³⁸, 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.

La realizzazione della protesi Toronto-Brånemark prevede il posizionamento di 5/6 degli impianti a livello mandibolare. Il protocollo del carico immediato prevede l'immediata funzionalizzazione degli impianti appena posizionati attraverso il contestuale inserimento degli abutment e di una struttura protesica provvisoria e presenta la problematica della realizzazione di una sovrastruttura metallica che non mostri alcun tipo di tensione in fase di avvitamento sugli impianti di supporto. I tempi di guarigione suggeriti da Brånemark erano stabiliti su una base empirica. Dal 1979 con Ledermann³⁹ fino ai giorni nostri⁴⁰ si sono susseguiti numerosi studi sperimentali sul carico immediato, con percentuali di successo variabili dal 91,2% al 100%, comunque non inferiori a quelle ottenute seguendo il protocollo classico.

La protezione dell'interfaccia osso-impianto costituisce pertanto un elemento di primaria importanza ai fini del successo e della sopravvivenza degli impianti⁴¹. Un sovraccarico precoce può determinare un micromovimento eccessivo all'interfaccia, tale da compromettere l'iniziale processo di rimodellamento osseo⁴², favorendo così una riparazione fibrosa piuttosto che l'osteointegrazione^{1,43,44}.

La risposta all'inserimento di un impianto è condizionata dalla complementarità tra la capacità autorigenerativa dell'organismo e le sollecitazioni funzionali provenienti dall'impianto stesso⁴⁵. Durante i primi 20-40 giorni dopo l'inserimento dell'impianto è necessario garantire l'assoluta immobilità per evitare che l'osteoido appena deposto evolva verso un tessuto fibroso^{46,47}. Questo è realizzabile attraverso due concezioni terapeutiche che mirano rispettivamente a escluderlo dalla funzione⁴⁸ o a funzionalizzarlo in contenzione⁴⁹, in modo da raggiungere una stabilità rigida, in grado di abolire ogni variazione spaziale pur minima e transitoria³⁸. L'immobilità garantisce il succedersi dei primi intrinseci processi osteogenici. Nei seguenti 40-80 giorni, è necessaria un'adeguata stimolazione meccanica per sostenere e potenziare i processi di maturazione ossea⁵⁰.

Al fine del successo protesico risulta indispensabile individuare sia i parametri dai quali dipende la rigidità dell'interfaccia osso-impianto sia la possibilità di condizionarli in misura tale da rendere l'osteointegrazione un risultato predicibile anche nella situazione di carico immediato.

Lo scopo è quello di ottenere una sovrastruttura protesica passiva, che stabilizzi gli impianti e non interferisca con la fase di osteointegrazione. Fattore variabile nella realizzazione della sovrastruttura metallica passiva sul modello master, che in questa sperimentazione prevede la tecnica CrescoTiPrecision, è la metodica di rilevazione dell'impronta.

OBIETTIVI 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:

- descrizione di un metodo di valutazione clinica del fit implanto-protesico;
- 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 in 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 a un'usuale condizione clinica con lo scopo di estendere quelle possibili difficoltà di adattamento della sovrastruttura implanto-protesica dovute a una maggiore lunghezza e curvatura della stessa. Gli impianti hanno una connessione esagonale esterna.

Sul modello sperimentale in acciaio vengono rilevate le impronte unendo e stabilizzando i dispositivi di montaggio che servono al trasferimento della posizione degli impianti. Vengono utilizzate tre differenti tecniche di impronta e per ciascuna di esse si realizzano tre impronte per un totale di 9 impronte (tabella 1). Ciascuna delle tecniche di im-

Tabella 1 • SCHEMA DELLA METODICA SPERIMENTALE

6 impianti su modello di 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								
1A	1B	1C	2A	2B	2C	3A	3B	3C

pronta prevede l'utilizzo di un portaimpronta individuale realizzato con resina autopolimerizzante, utilizzato nella pratica clinica come dispositivo intraoperatorio (dima chirurgica) con tutte le informazioni sulla posizione ottimale degli impianti, sulla dimensione verticale intermascellare e sulla centrica, e come portaimpronta tramite l'aggiunta di una parte anteriore che funge da manico.

La prima tecnica (gruppo 1) prevede l'utilizzo del composito fotopolimerizzante Tetric-Flow® (Ivoclar-Vivadent) per l'unione dei dispositivi di trasferimento e del polietere Impregum® (Espe) come materiale da impronta (figura 1).

La seconda tecnica (gruppo 2) prevede l'utilizzo della resina acrilica autopolimerizzante Pattern Resin® (GC) per l'unione dei dispositivi di trasferimento e del polietere Impregum® (Espe) come materiale da impronta.

La terza tecnica (gruppo 3) prevede il solo utilizzo della resina acrilica autopolimerizzante Pattern Resin® (GC) per l'unione dei dispositivi di trasferimento senza l'ausilio del materiale da impronta (figura 2).

Da ciascuna delle impronte rilevate viene sviluppato un modello master in gesso extra duro tipo IV Fujirock (GC) per un totale di 9 modelli.

Su ognuno dei 9 modelli viene eseguita una sovrastruttura in titanio tipo II con la tecnica della fusione a cera persa, successivamente passivata sul rispettivo modello master in gesso utilizzando il sistema CrescoTiPrecision System® (CTiP) per un totale di 9 sovrastrutture implanto-protesiche. Queste 9 sovrastrutture implanto-protesiche sono

identificate nel primo gruppo con le sigle 1A, 1B, 1C, nel secondo gruppo con le sigle 2A, 2B, 2C e nel terzo gruppo con le sigle 3A, 3B, 3C (tabella 1).

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 350 µm, di conseguenza ogni grado rotazionale della vite corrisponde a un'escursione della stessa in senso verticale di circa 1 µm.

Ciascuna delle 9 sovrastrutture implanto-protesiche viene valutata per quanto riguarda il grado di passivazione sul proprio modello master in gesso (figura 3) e sul modello sperimentale in acciaio (figura 4), per un totale di 18 valutazioni. 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. 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. Il processo di misurazione vero e proprio inizia nel momento in cui il motore comincia a ruotare e si interrompe al suo arresto. Vengono visualizzati gli ultimi 240



1. Utilizzo del composito fotopolimerizzante per l'unione dei dispositivi di trasferimento e del polietere come materiale da impronta (gruppo 1).



2. Utilizzo della resina acrilica autopolimerizzante per l'unione dei dispositivi di trasferimento senza l'ausilio del materiale da impronta (gruppo 3).



3. Sovrastruttura su modello master in gesso.



4. Sovrastruttura su modello sperimentale in acciaio.

gradi rotazionali prima dell'arresto del motore corrispondenti agli ultimi 2/3 di giro della fase di avvitamento.

La valutazione della passivazione delle sovrastrutture implantari viene eseguita analizzando in modo matematico i dati forniti durante le prove di avvitamento. I dati così raccolti vengono analizzati dal punto di vista grafico e come dati numerici a livello statistico. Lo studio prevede inoltre la trasposizione della valutazione della passivazione di una sovrastruttura implanto-protetica direttamente in vivo sul paziente valutando ogni fase clinica seguendo il medesimo principio della ricerca sperimentale.

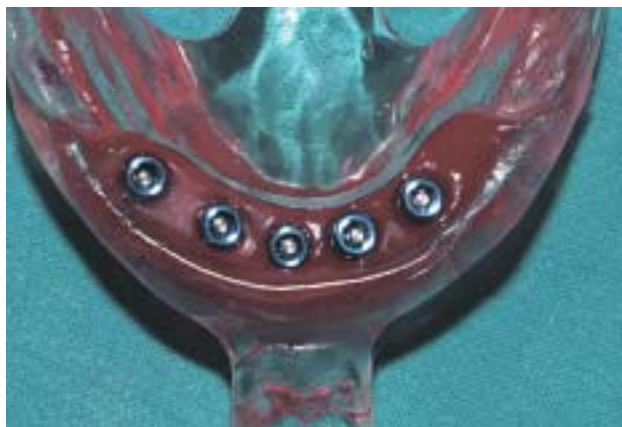
Il paziente è un soggetto maschio di anni 70 in buono stato di salute (ASA 1), fumatore (20 sigarette/die), con esami ematochimici nella norma. Vengono eseguite OPT e TC mandibolare, rilevate impronte per modelli studio montati in articolatore. Il piano di trattamento prevede nel mascellare superiore una protesi totale rimovibile e nel mandibo-

lare una protesi ibrida fissa tipo Toronto-Brånemark avvinta a 5 impianti interforaminali. La protesi inferiore, con armatura in titanio e denti protesici in resina, viene posizionata in sito a 36 ore dall'intervento chirurgico.

Al termine della fase chirurgica viene utilizzata una diga in gomma sterilizzata a freddo per isolare il campo chirurgico dal campo protesico. 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, fabbricata sulla base di un duplicato della protesi totale mobile provvisoria del paziente garantendo la riproduzione esatta della centrica e della dimensione verticale (figura 5). La posizione degli impianti viene rilevata unendo e stabilizzando i dispositivi di montaggio degli stessi nella speciale dima chirurgica con manico staccabile tramite resina autopolimerizzante Pattern Resin® (GC) (figura 6). Il modello master di lavoro che si ottiene da que-



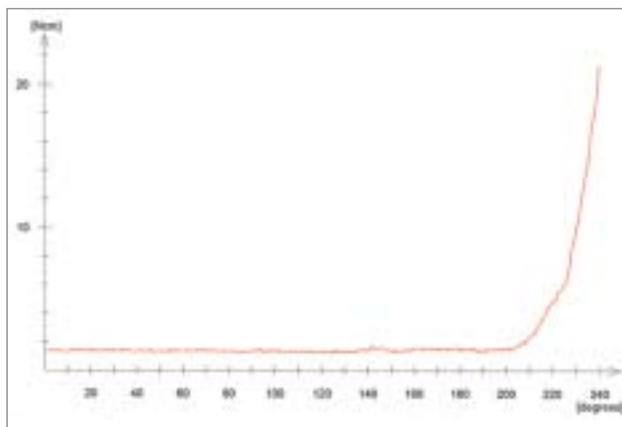
5. Dima chirurgica munita di manico staccabile per trasformazione in portaimpronta, con riproduzione esatta della centrica e della dimensione verticale.



6. Posizione implantare rilevata unendo e stabilizzando i dispositivi di montaggio nella speciale dima chirurgica tramite resina autopolimerizzante.



7. Protesi ibrida provvisoria avvitata sugli impianti a carico immediato.



8. Grafico di vite singola passiva di riferimento.

sta procedura viene utilizzato sia per la costruzione del manufatto inserito nelle 36 ore successive all'inserimento degli impianti (figura 7), sia per la costruzione della protesi definitiva a quattro mesi dal carico immediato.

Le fasi di avvitarmento delle due protesi ibride vengono valutate sul modello e nel cavo orale, utilizzando anche in questo caso sia l'analisi grafica che quella numerica.

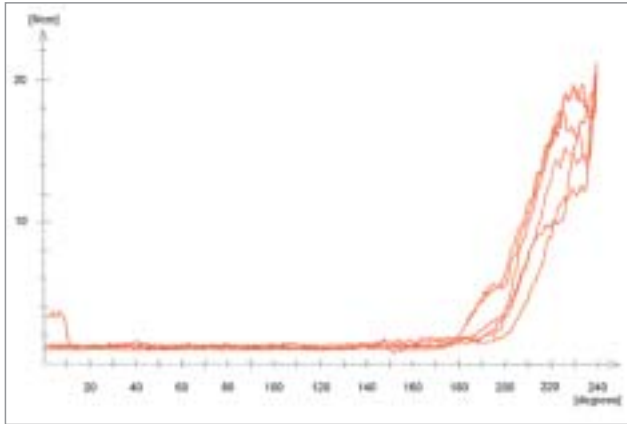
6

RISULTATI

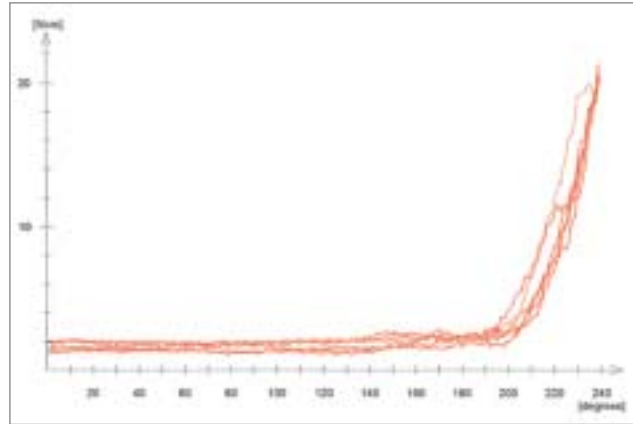
Un grafico esplicativo di riferimento mostra come l'avvitarmento di una vite singola, quindi di una struttura passiva, sia suddiviso in tre fasi fondamentali (figura 8). Considerando gli ultimi 240 gradi rotazionali durante la fase iniziale di avvitarmento fino a circa 200 gradi il torque mantiene un 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 circa, la vite di fissaggio è sottoposta a 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.

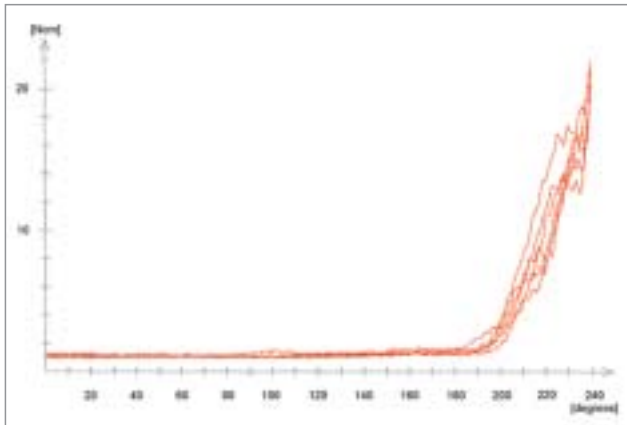
I grafici delle figure 9-14 riportano i valori di resistenza all'avvitarmento delle sovrastrutture 1A, 2C, 3A rilevati sul relativo modello master e sul modello sperimentale in acciaio. I valori vengono misurati per le sei viti di ogni singola sovrastruttura e sono espressi in Ncm. Vengono presi in considerazione gli ultimi 240 gradi rotazionali corrispondenti a 2/3 di giro e a circa 240 μ m di escursione verticale della vite, in quanto la stessa ha un passo di circa 360 μ m. I valori numerici vengono analizzati in quattro punti di riferimento di rotazione della vite che sono: 100, 190, 220, 240 gradi rotazionali.



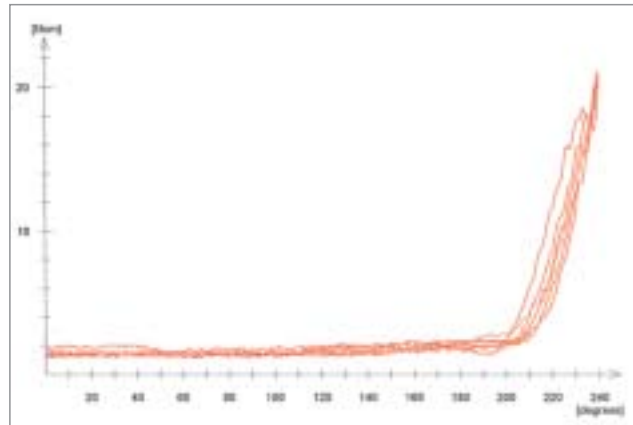
| 9. Grafico della struttura 1A su modello in gesso.



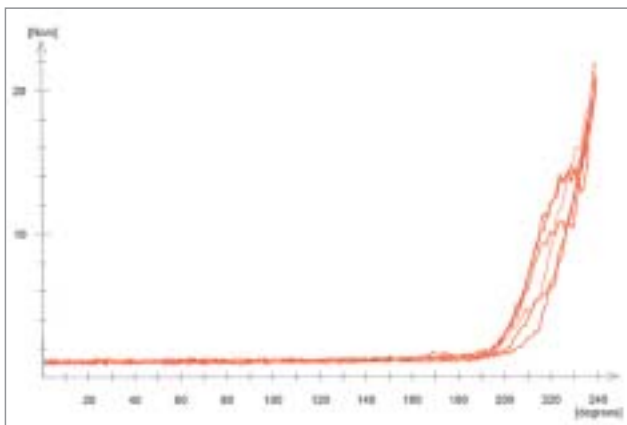
| 10. Grafico della struttura 1A su modello sperimentale in acciaio.



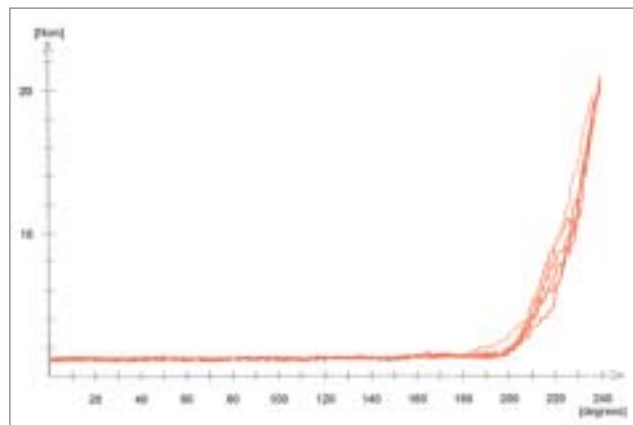
| 11. Grafico della struttura 2C su modello in gesso.



| 12. Grafico della struttura 2C su modello sperimentale in acciaio.



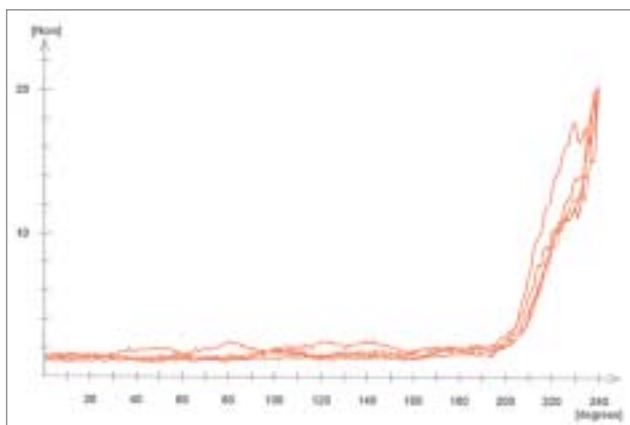
| 13. Grafico della struttura 3A su modello in gesso.



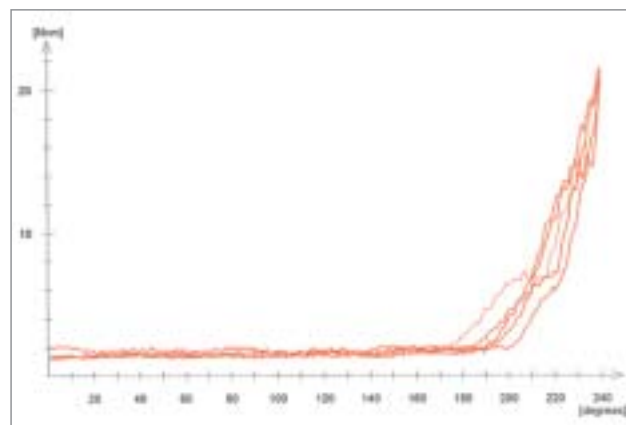
| 14. Grafico della struttura 3A su modello sperimentale in acciaio.

Nelle figure 15 e 16 vengono riportati i valori di torque della protesi ibrida immediata provvisoria e della sovrastruttura protesica definitiva nella trasposizione clinica del-

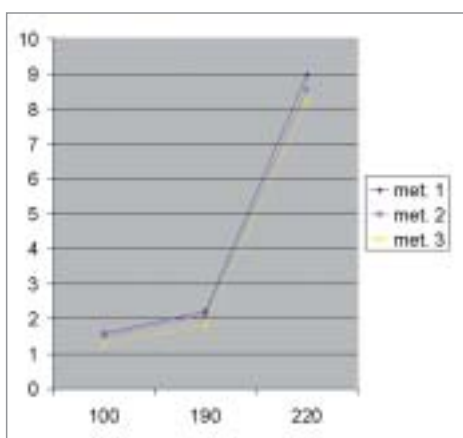
la sperimentazione. In tutti e due i casi la misurazione avviene sul modello master, ricavato dall'impronta post-chirurgica rilevata con l'ausilio della dima, e nel cavo orale.



15. Grafico della struttura provvisoria immediata nel cavo orale.



16. Grafico della struttura metallica definitiva nel cavo orale.



17. Rappresentazione grafica dei risultati delle tre metodiche di passivazione.

La **tabella 2** 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 gradi rotazionali. La rappresentazione grafica dei risultati evidenzia la sovrapposibilità delle tre metodiche (**figura 17**).

DISCUSSIONE

Per quanto riguarda le impronte in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti con il composito fotopolimerizzante Tetric-Flow® Ivoclar-Vivadent abbinato all'utilizzo del materiale da impronta Impregum® Espe (gruppo 1), i tracciati danno strutture sostanzialmente passive. Le sovrastrutture 1A e 1B mostrano un grado di passivazione migliore sul modello sperimentale in acciaio che sul modello master in gesso (**figura 6 e 7**), la sovrastruttura 1C presenta valori analoghi sia sul modello master in gesso sia sul modello sperimentale in acciaio. Il numero limitato di

Tabella 2 • VALORI MEDI DI TORQUE (Ncm) E DEVIAZIONI STANDARD (FRA PARENTESI) DEI TRE GRUPPI SU MODELLO SPERIMENTALE IN ACCIAIO

Gruppi	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)

casi analizzati nel presente studio indica un comportamento delle singole tecniche di impronta, ma richiede indagini più approfondite per definire risultati significativi.

Le impronte in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti con la resina autopolimerizzante Pattern Resin® GC abbinata all'utilizzo del materiale da impronta Impregum® Espe (gruppo 2) danno tre tracciati 2A, 2B e 2C sostanzialmente passivi sia sul modello master in gesso sia sul modello sperimentale in acciaio (**figura 8 e 9**).

Nel gruppo 3 in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti esclusivamente con resina autopolimerizzante Pattern Resin® GC, il tracciato 3A mostra un grado di passivazione migliore sul modello sperimentale in acciaio che sul modello master in gesso (**figura 10 e 11**), le sovrastrutture 3B e 3C presentano valori analoghi sia sul modello master in gesso sia sul modello sperimentale in acciaio, con curve di avvitamento meno ripide la cui ascesa si manifesta poco prima che nei casi precedenti.

Nella sperimentazione sul paziente la sovrastruttura immediata mostra un buon grado di passivazione sia sul modello in gesso sia nel cavo orale, con valori di torque inferiori a 2,2 Ncm fino ai 190 gradi rotazionali (**figura 12**). La sovrastruttura definitiva mostra un ottimo grado di passivazione sul modello master con dati meno favorevoli nelle misurazioni in sito che evidenziano aumenti di tensione nelle fasi di avvitamento dopo 180 gradi rotazionali (**figura 13**).

I tracciati effettuati sui modelli in gesso sono risultati tutti sostanzialmente passivi, a testimonianza del fatto che, per quanto riguarda la passivazione delle sovrastrutture sul modello master di lavoro eseguita dall'odontotecnico in laboratorio, la metodica della monofusione in titanio abbinata al sistema di passivazione CrescoTiPrecision System fornisce risultati predicibili³⁸.

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 (tabella 2 e figura 14).

Allo stato attuale viene considerato clinicamente passivo un grado di adattamento che presenta un misfit compreso tra 60 e 90 μm ⁸ che corrisponde a un raggio compreso tra 60 e 90 gradi 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

La passivazione delle sovrastrutture implanto-protesiche avviate su impianti è un requisito fondamentale e indispensabile per l'ottenimento e per il mantenimento dell'osteointegrazione nel tempo, soprattutto nelle procedure di carico immediato dove occorre assicurare la stabilità primaria degli impianti³⁻⁶. Diventa quindi di fondamentale importanza ricercare la passivazione in ogni fase della realizzazione della protesi immediata avvitata su impianti, subordinata a una perfetta conoscenza dei materiali e a una corretta esecuzione di ogni passaggio. Attraverso la rilevazione dell'impronta il clinico garantisce il trasferimento fedele della posizione implantare²³⁻²⁷, e il tecnico di laboratorio assicura la passivazione della sovrastruttura sul modello di lavoro tramite metodiche costruttive adeguate.

I risultati ottenuti nel presente studio sperimentale indicano tre metodiche per la rilevazione dell'impronta fondamentalmente sovrapponibili e clinicamente affidabili e predicibili. I risultati particolarmente favorevoli ottenuti con la metodica 3, in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti solo con resina autopolimerizzante, utilizzata anche nella valutazione in vivo, e la sua facile esecuzione, soprat-

tutto nella procedura di carico immediato, rendono questa 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, Perioste®), la scarsa standardizzabilità dei dati (esame radiografico, paste rivelatrici, test di avvitamento singolo) e infine costi e impegno elevati ("optical comparator", fotogrammetria tridimensionale)^{10,11}.

Il presente studio fornisce da una parte la descrizione di un metodo di valutazione clinica della passivazione della sovrastruttura e la descrizione di tecniche di rilevazione dell'impronta che permettono di ridurre al minimo il misfit implanto-protesico nella fase della trasposizione dalla clinica al laboratorio, nonché di un metodo di realizzazione della sovrastruttura metallica passiva sul modello master, dall'altra evidenza la necessità di analizzare e validare un metodo per la passivazione della sovrastruttura implanto-protesica nel trasferimento dal laboratorio alla clinica, quindi di passivazione diretta.

Ringraziamenti: Si ringrazia il laboratorio del signor Tommaso Abbondanza per la realizzazione delle Cresco.

Corrispondenza: Ilaria Franchini
viale Vittorio Veneto 8, 20124 Milano
ilaria.franchini@dentimplant.it

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 J Surgery* 1981;10:387-41.
2. Lindquist LW. Prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible. University of Göteborg (Sweden), 1987.
3. Kohavi D. Complication in tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil* 1993; 20(4):413-22.
4. Aparicio C. A new method for achieving passive fit an interim restorin support by Brånemark implants: a technical note. *Int J Maxillofac Implants* 1995;10(5):614-8.
5. Lorenzoni M, Perti C, Penkner K, et al. Comparison of the transfer precision three different impression material in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *J Oral Rehabil* 2000; 27(7):629-38.
6. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.

7. Tripton PA. Maximizing aesthetics, fit, and maintenance of the full-arch implant-supported porcelain-fused-to-metal restoration. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14(5):395-400.
8. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
9. Kallus T, Bessing C. Loose of gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1994;9:169-78.
10. Wicks RA, de Rijk WG, Windeler AS. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. *J Prosthodont* 1994 Dec;3(4): 206-12.
11. Khan JYK, Rungchaerassang K, Bohsali K, et al. Clinical method for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999;81(1): 7-13.
12. Henry PJ. An alternative methods for the production of accurate casts and occlusal records in the osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987;58(6):694-7.
13. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, et al. Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:471-4.
14. 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.
15. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I. Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991;66:377-84.
16. Vigolo P, Millstein PL. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):439-46.
17. Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine to the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Impl Res* 1994;5:30-6.
18. Jemt T, Lie A. Accuracy of implants supported prostheses in edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric techniques. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:172-80.
19. 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.
20. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructure for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-9.
21. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of the treatment from the time of prostheses placement in the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
22. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Period Res Dent* 1994 Oct;14(5):404-19.
23. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Period Res Dent* 1992;12(2): 112-21.
24. Carr AB. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;4:448-55.
25. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Nov-Dec;14(6):885-8.
26. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990 Apr;63(4):444-7.
27. Barrett MG, de Bijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993 Jun;2(2):75-82.
28. Zarb GA. Clinical application of osseointegration. An introduction. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:7-9.
29. 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.
30. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impression. *J Prosthet Dent* 2003 Feb;89(2):186-92.
31. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between the fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003 Mar;89(3):256-60.
32. Jemt T, Back T, Petersson A. A precision of CNC milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont* 1999;12:209-15.
33. Ortrop A, Jemt T, Back T, Tord J. Comparison of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003 Mar-Apr;16(2): 194-200.
34. White GE. Osseointegrated dental technology. London: Quintessence Publishing Co Ltd; 1993:61-94.
35. 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;6:346-63.
36. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1991;65:309-15.
37. Brunski JB. Influence of biomechanical factors at the bone biomaterial interface. Toronto: University of Toronto Press 1991:391-404.
38. 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.
39. Ledermann PD. Stegprothetische versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe plasmabeschichteten Titanschraubimplantaten. *Deutsche Zahn Zeit* 1979;34:907-9.
40. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:48-57.
41. Adell R, Lekholm V, Rockler B, et al. Marginal tissue reaction at osseointegrated titanium fixtures. A 3 years longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:39-52.
42. Adell R. Regeneration of the periodontium: an experimental study in dogs. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1974;(suppl 11):1-177.
43. Adell R. An overview of the Brånemark osseointegration method comparing total and partial edentulism results. *Z Stomatol* 1993; 90:289-301.
44. 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.
45. Castman E. Principi biomeccanici di fissazione. Bologna: Edizioni Aulo Goggi, 1983.
46. Aspenberg P, Goodman S, Toksvig-Larsen S, et al. Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth. *Acta Orthop Scand* 1992;63: 141-5.
47. Brunski JB, Skalak R. In: Naert I, Van Steenberghe D, Worthington P (eds). Osseointegration in oral rehabilitation: an introductory textbook. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1999:133-56.
48. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-years period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.
49. 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.
50. Bianchi A. *Implantologia e impianto-protesi*. Torino: Utet, 1999: 326-31.

In redazione da ??? ???