



I. FRANCHINI
F. GALLI
M. C. ROSSI
M. DEL FABBRO

La rilevazione dell'impronta intraoperatoria sterile ed il controllo della passività nel carico immediato

11

LA PASSIVAZIONE DELLA STRUTTURA PROTESICA: CRITERI E VALUTAZIONE

Nella moderna implantologia numerosi studi a lungo termine hanno definito le percentuali di successo della riabilitazione implanto-protesica osteointegrata (Adell et al. 1981, Lindquist 1987), favorendone la diffusione e l'impiego nei casi di edentulismo totale e parziale.

Nella tradizionale terapia implantare a carico dilazionato il fallimento, dopo una prima fase di osteointegrazione degli impianti, può essere causato da infezione perimplantare o dall'insuccesso della struttura protesica. 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 sovraccarico occlusale e la mancanza di passività della connessione implanto-protesica (Kohavi 1993).

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 circostante (Aparicio 1995).

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 consente 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 (Lorenzoni et al. 2000, Weinberg 1993).

Se i tempi di guarigione implantare suggeriti da Brånemark erano stabiliti su una base empirica, dal '79 con Ledermann (Ledermann 1979) fino ai giorni nostri (Chiapasco et al. 1997, Testori et al. 2003, 2004) si sono susseguiti numerosi studi sperimentali sul carico immediato, con percentuali di successo variabili dal 91,2% al 100%, percentuali 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 impianti (Adell et al. 1986). Un sovraccarico precoce può determinare un micromovimento eccessivo all'interfaccia tale da compromettere l'iniziale processo di rimodellamento osseo (Adell 1974), favorendo così una riparazione fibrosa piuttosto che l'osteointegrazione (Adell et al. 1981, Adell 1993, Albrektsson et al. 1996).

Condizione fondamentale per l'osteointegrazione nella procedura di carico immediato è l'eliminazione di possibili micromovimenti degli impianti attraverso una esatta rilevazione della posizione implantare e uno splintaggio rigido degli impianti fra di loro con la protesi provvisoria.

Micromovimenti inferiori a 150 μ non interferiscono con il processo di osteointegrazione, favorendo la stabilità secondaria dell'impianto. Micromovimenti superiori a 150 μ causano una mobilizzazione dell'impianto e ne inducono la sua fibro-integrazione piuttosto che l'osteointegrazione.

La risposta all'inserimento di un impianto è condizionata dalla complementarità tra la capacità autorigenerativa dell'organismo e le sollecitazioni funzionali provenienti dall'impianto stesso (Castman 1983). Durante i primi 20-40 giorni dopo l'inserimento dell'impianto è necessario garantire l'assoluta immobilità per evitare che l'osteotide appena deposto evolva verso un tessuto fibroso (Aspenberg et al. 1992, Brunski et al. 1999). Questo è realizzabile attraverso due concezioni terapeutiche che mirano rispettivamente a escluderlo dalla funzione (Branemark et al. 1977), o a funzionalizzarlo in contenzione (Babbush et al. 1986), in modo da raggiungere una stabilità rigida, in grado di abolire ogni variazione spaziale pur minima e transitoria (Hellden & Derand 1998). 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 ossea (Bianchi 1999).

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-protetico 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 risente in minor modo delle tensioni dell'avvitamento e compensa in parte il fit non

completamente passivo della struttura protesica attraverso la cementazione (Tripton 2002).

Queste tensioni sono forze di tipo statico e agiscono sull'impianto anche in assenza di carico occlusale, sottoponendo l'impianto e le sue componenti protesiche in uno stato di stress continuo nel tempo. Se il misfit implanto-protetico produce delle forze di tipo statico, e quindi uno stress costante, il carico occlusale invece produce delle forze dinamiche e quindi uno stress di tipo discontinuo. Diverse variabili influenzano direttamente la realizzazione di una struttura implanto-protetico passiva: il disparallelismo implantare, il numero crescente di impianti, la disposizione implantare più distanziata all'interno dell'arcata. Inoltre, la presenza di un cantilever amplifica le forze dinamiche sotto carico e determina un aumento dello stress al quale sono sottoposte tutte le componenti biologiche e meccaniche (Kunavisarut et al. 2002). La lunghezza ideale del cantilever distale, l'estensione antero-posteriore, detta AP-spread, corrisponde a una volta e mezzo la distanza perpendicolare fra l'impianto più mesiale e l'impianto più distale. La lunghezza dell'estensione influenza direttamente ed esponenzialmente la tensione esercitata sull'impianto distale (Kunavisarut et al. 2002).

Alcuni autori hanno dimostrato che ricostruzioni implanto-protetiche fisse avvitate, prive di adattamento passivo, a distanza di 5 anni non causano riassorbimento del tessuto osseo perimplantare maggiore a quello auspicabile in condizioni ottimali e non influenzano quindi la sopravvivenza implantare (Jemt & Book 1996). 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, fratture delle viti di fissaggio, fratture dei rivestimenti estetici e delle strutture metalliche (Kohavi 1993, Kallus & Bessing 1994).

Difficile risulta la valutazione clinica del misfit implanto-protetico nel cavo orale tramite i diversi metodi proposti in letteratura (Wicks et al. 1994, Kan et al. 1999) quali:

1. l'osservazione visiva, lì dove la connessione implanto-protetica è sopragengivale;
2. la pressione digitale alternata per evidenziare possibili movimenti della struttura (Henry 1987);
3. l'esplorazione tattile tramite la sonda (Yanase et al. 1994);
4. l'esame radiografico (Murphy et al. 2002);
5. l'utilizzo di paste rivelatrici (Goll 1991);
6. l'analisi visiva tramite "optical comparator" (Vigolo & Millstein 1993);
7. la tecnica fotogrammetrica (Lie & Jemt 1994, Jemt & Lie 1995);
8. la metodica Periotest® (May et al. 1998);
9. 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 (Jemt & Book 1996).

Tutte queste metodiche presentano svantaggi rilevanti quali l'alta soggettività, la scarsa sensibilità e soprattutto la scarsa standardizzabilità del metodo e dei dati ottenuti.

Svantaggi che rendono le valutazioni poco ripetibili e poco predicibili.

REALIZZAZIONE DI UNA STRUTTURA PROTETICA PASSIVA

La realizzazione della protesi Toronto-Brånemark prevede il posizionamento di 5/6 impianti a livello mandibolare. Il protocollo del carico immediato prevede l'immediata funzionalizzazione degli impianti appena posizionati attraverso il contestuale inserimento degli abutments e di una struttura protetica provvisoria. La procedura presenta la problematica della realizzazione di una sovrastruttura metallica che non mostri alcun tipo di tensione in fase di avvitamento sugli impianti di supporto.

Se manca l'evidenza scientifica sul grado di misfit implanto-protetico accettabile, che varia da 10 μm (Adell et al. 1981) a 30 μm (Klineberg & Murray 1985) fino a 150 μm (Jemt 1991), la revisione della letteratura evidenzia attraverso la maggioranza dei dati due aspetti importanti:

1. per garantire l'osteointegrazione è essenziale la passività della sovrastruttura implantare (Aparicio 1994, Wicks et al. 1994);
2. la passività della sovrastruttura implantare è fondamentale per il successo a lungo termine del restauro implanto-protetico (Kan et al. 1999).

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 (Lorenzoni et al. 2000).

Tre sono i passaggi fondamentali da valutare nella realizzazione di un'ottimale passivazione delle sovrastrutture implantari:

1. la metodica di rilevazione dell'impronta;
2. la fase di laboratorio con lo sviluppo del modello master e la costruzione della struttura metallica;
3. la metodica di passivazione indiretta sul modello e/o diretta nel cavo orale.

Al clinico si prospettano diverse metodiche per la rilevazione della posizione implantare: con porta-impronta individuale forato o non forato (Carr 1991, Assif et al. 1992), con o senza unione dei coping per impronta tramite resine o gesso (Assif et al. 1999), con diversi materiali per impronta quali gesso, polietere, siliconi (Spector et al. 1990, Vigolo & Millstein 1993, Lorenzoni et al. 2000).

La contrazione lineare del materiale per impronta, che influenza la distanza impianto-impianto, può variare dallo 0,03%

del polietere allo 0,08% dei polivinilsilossani. Per ridurre questa contrazione è consigliato l'utilizzo di portaimpronta individuale, in quanto la minor quantità di materiale crea minor contrazione, lo splintaggio dei coping con materiale autoindurente e, nella procedura di carico immediato, l'utilizzo di una dima chirurgica modificata per la rilevazione diretta della posizione implantare con resina autopolimerizzante.

L'espansione del gesso può variare da 0,08% a 0,2% e provocare una distorsione del modello master che risulta inadeguato per la realizzazione di una sovrastruttura implantare passiva avvitata su impianti multipli (Barrett et al. 1993, Lorenzoni et al. 2000). Il controllo di questa espansione è possibile tramite l'utilizzo di gesso di IV classe a bassa espansione tipo Fuji Rock®, l'utilizzo di sistemi di precisione tipo Cruise, Zeiser® System, PINDEX® e la verifica in situ della posizione implantare tramite verification index. 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 (Zarb 1985, Assif et al. 1992, Assif et al. 1999, Watanabe et al. 2000, Vigolo et al. 2003).

La contrazione da raffreddamento della fusione metallica è considerata la principale responsabile della mancanza di adattamento passivo agli impianti (Blackman et al. 1991, White 1993, Tan et al. 1993). Tale distorsione è difficilmente quantificabile e dipende dalla lega utilizzata, dalla forma e dallo spessore del manufatto e dalla tecnica di fusione (Brunski 1991). La fusione passiva può essere raggiunta tramite diverse tecniche: una mono-fusione lenta ed accurata di leghe auree con espansione controllata del rivestimento (Jemt & Lie 1995), la fusione di elementi singoli primari e saldatura secondaria (Goll 1991), il sistema all-in-one Procera® (Takahashi & Gunne 2003) o Cad-Cam (Jemt et al. 1999, Ortrop et al. 2003) o

ARCHITECH PSR®, CAM StructSURE®, l'elettroerosione, l'elettrodeposizione auro-galvanica di cappe primarie unite poi a una struttura secondaria, il sistema CrescoTiPrecision System® (Hellden & Derand 1998).

Quest'ultima 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.

METODICHE DI PASSIVAZIONE INDIRETTA: RICERCA SPERIMENTALE

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.

La ricerca sperimentale analizza il grado di passivazione delle sovrastrutture implantari per protesi ibrida fissa avvitata tipo Toronto-Brånemark, in un protocollo di carico immediato (Franchini et al. 2005). Fattore variabile nella realizzazione della sovrastruttura metallica passiva sul modello master, che in questa sperimentazione prevede la tecnica CrescoTiPrecision System®, è la metodica di rilevazione dell'impronta.

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 avvitemento della sovrastruttura e si pone il compito di fornire le seguenti evidenze cliniche:

1. la descrizione di un metodo di valutazione clinica del fit implanto-protetico;
2. la descrizione di un metodo di rilevazione dell'impronta precisa che permetta di annullare il misfit implanto-protetico.

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-protetica dovute ad 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 tecniche di impronta differenti e, per ognuna di esse, si realizzano tre impronte per un totale di 9 impronte **TAB.1**. Ognuna delle tecniche di impronta prevede l'utilizzo di un portaimpronta individuale realizzato con resina autopolimerizzante, impiegato 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 **FIG.1A**.

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 **FIG.1B**.

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 **FIG.1C**.

Da ognuna delle impronte rilevate viene sviluppato un modello master in gesso extra duro tipo IV Fuji Rock® (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-protetiche. Queste 9 sovrastrutture implanto-protetiche 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 **TAB.1**.

Le viti utilizzate per il fissaggio delle sovrastrutture implanto-protetiche 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 ad un'escursione della stessa in senso verticale di circa 1 µm.

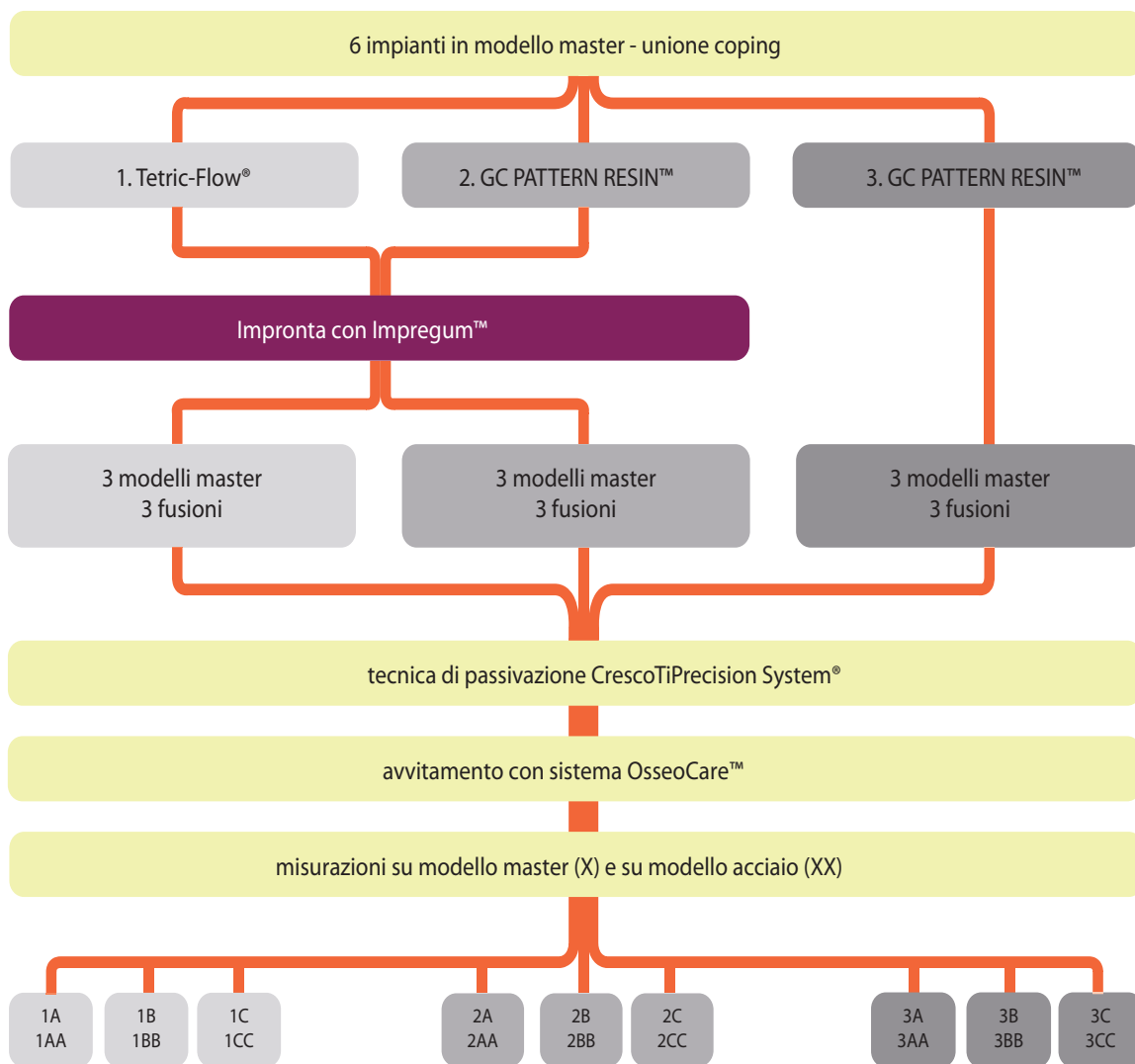
Ognuna delle 9 sovrastrutture implanto-protetiche viene valutata per quanto riguarda il grado di passivazione sul proprio modello master in gesso **FIG.2A** e sul modello sperimentale in acciaio **FIG.2B**, per un totale di 18 valutazioni **TAB.1**.

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° 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.



Tab. 1 → La rappresentazione grafica dei risultati evidenzia la sovrapposibilità delle tre metodiche.

La ricerca prevede la valutazione della passivazione di una sovrastruttura implanto-protetica direttamente in vivo sul paziente, valutando ogni fase clinica, seguendo la stessa metodica della ricerca sperimentale.

Il piano di trattamento prevede nel mascellare superiore una protesi totale rimovibile e nel mandibolare una protesi ibrida fissa tipo Toronto-Brånemark avvitata a 5 impianti interforaminali. La protesi inferiore, con armatura in titanio e denti protesici in resina, viene 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, fabbricata sulla base di un duplicato della protesi totale mobile provvisoria del paziente, garantendo la riproduzione esatta della centrica e della dimensione verticale. 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). Il modello master di lavoro che si ottiene da questa procedura viene utilizzato sia per la costruzione del manufatto inserito nelle 36 ore successive all'inserimento degli impianti, sia per la costruzione della protesi definitiva a quattro mesi dal carico immediato.

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

Un grafico esplicativo di riferimento ci mostra come l'avvitamento di una vite singola, quindi di una struttura passiva, sia suddiviso in tre fasi fondamentali FIG.3A.

Considerando gli ultimi 240° gradi rotazionali durante la fase iniziale 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 rota-

zionali circa, 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 grafici seguenti riportano i valori di resistenza all'avvitamento delle sovrastrutture 1A, 2CC, 3AA rilevati rispettivamente sul modello master e sul modello sperimentale in acciaio FIG.3B-D. I valori vengono misurati per le sei vite 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 µm di escursione verticale della vite, in quanto la stessa ha un passo di circa 360 µm. I valori numerici vengono analizzati in quattro punti di riferimento di rotazione della vite che sono: 100°, 190°, 220°, 240° gradi rotazionali.

Le figure 4 a-b riportano rispettivamente i valori di torque della protesi ibrida immediata provvisoria e della sovrastruttura protetica definitiva nella trasposizione clinica della sperimentazione. In tutti e due i casi la misurazione avviene sul modello master e nel cavo orale.

La figura 5 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 FIG.5. La rappresentazione grafica dei risultati evidenzia la sovrapposibilità delle tre metodiche FIG.6.

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 FIG.3B, la sovrastruttura 1C presenta valori analoghi sia sul modello master in gesso,

sia sul modello sperimentale in acciaio. 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), forniscono tre tracciati 2A, 2B e 2CC sostanzialmente passivi, sia sul modello master in gesso, sia sul modello sperimentale in acciaio FIG.3C. Nel gruppo 3, in cui i dispositivi di trasferimento vengono uniti esclusivamente con resina autopolimerizzante PATTERN RESIN™ GC, il tracciato 3AA mostra un grado di passivazione migliore sul modello sperimentale in acciaio che sul modello master in gesso FIG.3D, 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 torques inferiori a 2,2 Ncm fino ai 190° rotazionali FIG.4A. La sovrastruttura definitiva mostra un ottimo grado di passivazione sul modello master con dati meno favorevoli nelle misurazioni in situ che evidenziano aumenti di tensione nelle fasi di avvitamento dopo 180° rotazionali FIG.4B.

I tracciati effettuati sui modelli in gesso sono risultati tutti sostanzialmente passivi,

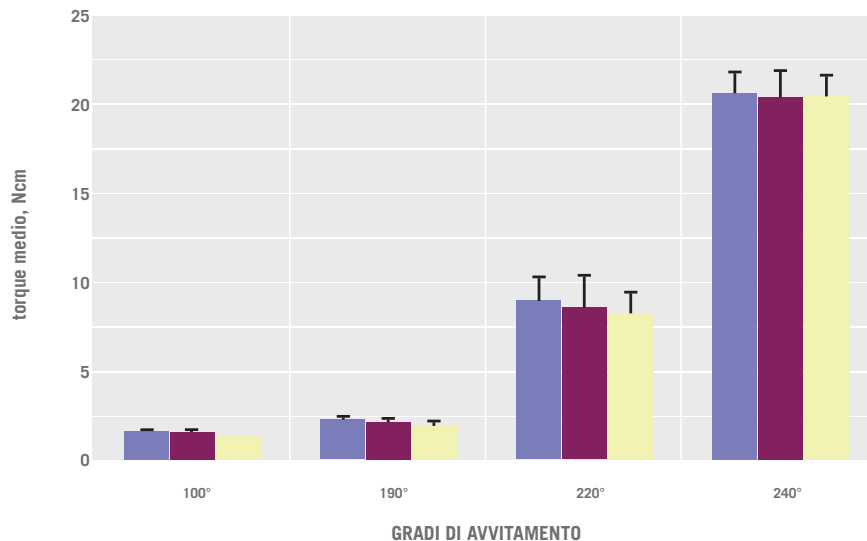
a testimonianza del fatto che, per quanto riguarda la passivazione delle sovrastrutture sul modello master di lavoro eseguita dall'odontotecnico in laboratorio, la metodica della monofusione in titanio, abbinata al sistema di passivazione CrescoTiPrecision System®, fornisce risultati predicibili (Hellden & Derand 1998).

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 FIG.5-6.

Allo stato attuale viene considerato clinicamente passivo un grado di adattamento che presenta un misfit compreso tra 60 e 90 µm (Jemt & Book 1996), 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 ininfluenza sul risultato finale.



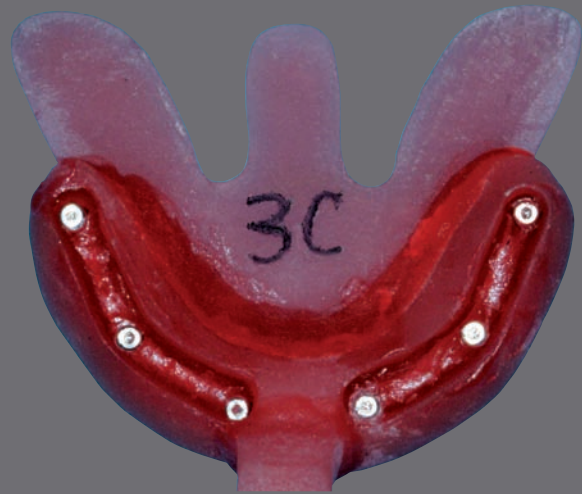
5 → Valore di torque medio e deviazione standard in Ncm delle misurazioni sul modello sperimentale in acciaio per ognuno dei tre gruppi sperimentali a 100°, 190°, 220° e 240° rotazionali.

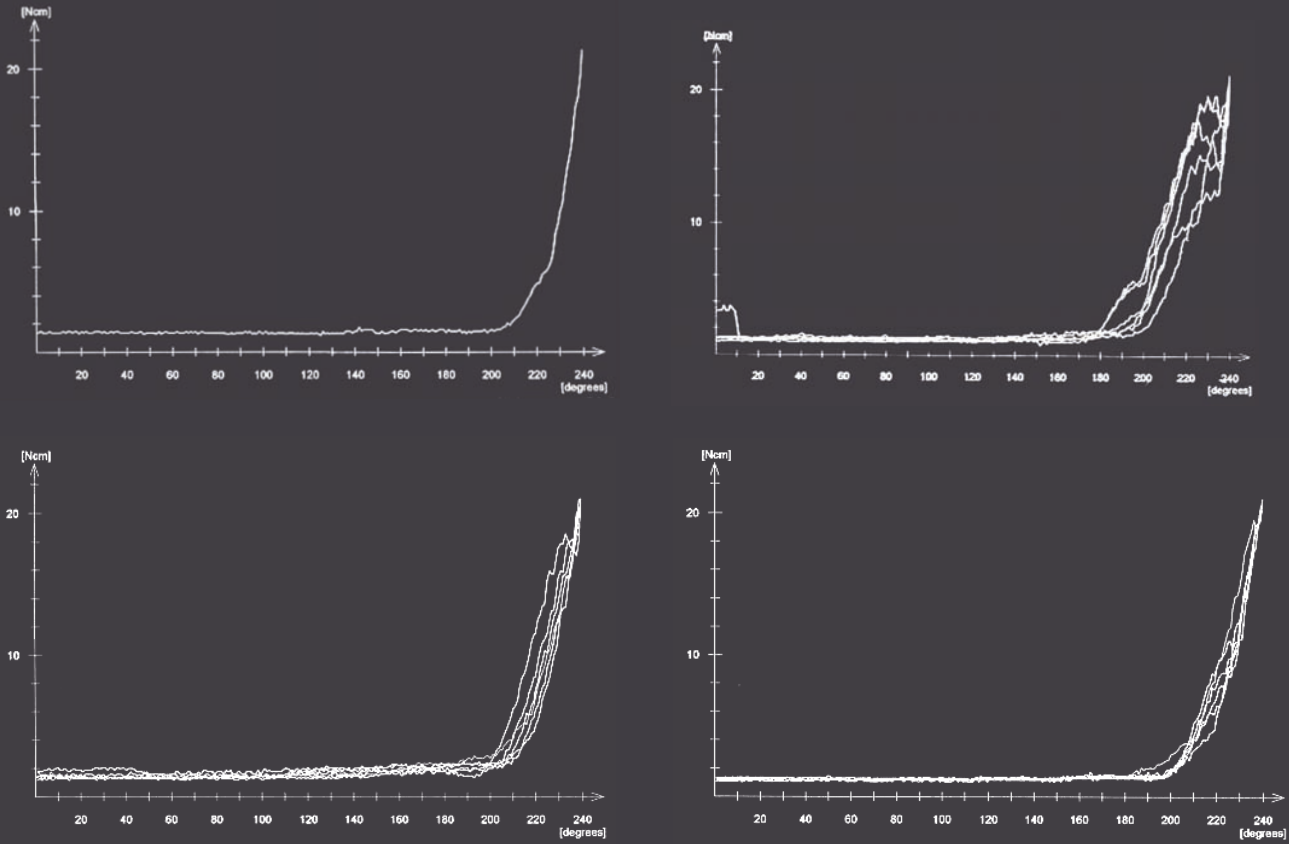


1A	
1B	1C
2A	2B

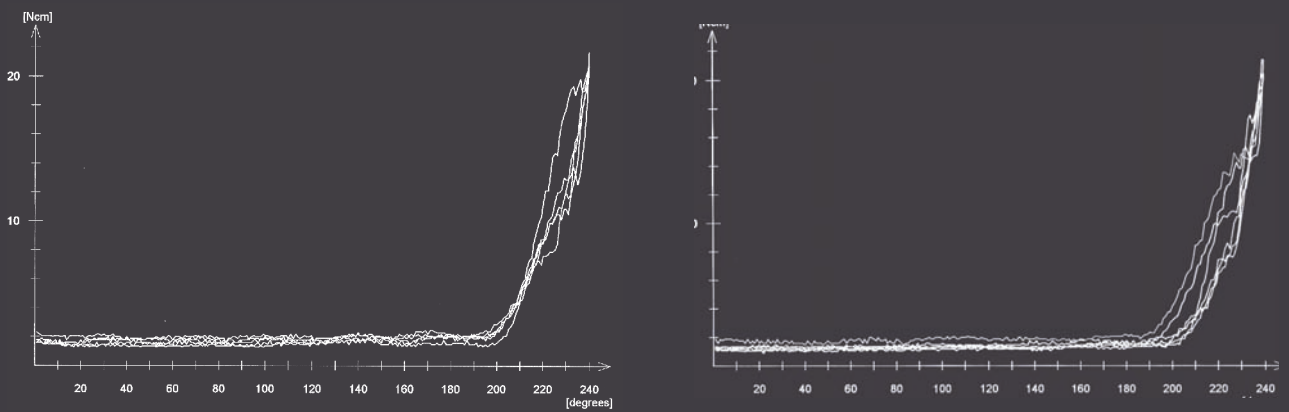
1 A-C → Nel gruppo 1 l'impronta con polietere è rilevata previo splintaggio dei copying con composito fotopolimerizzante (A); nel gruppo 2 l'impronta è rilevata previo splintaggio dei copying con resina acrilica autopolimerizzante e polietere (a); il gruppo 3 prevede il solo utilizzo della resina acrilica autopolimerizzante (B).

2 A-B → La valutazione delle 9 sovrastrutture implanto-protesi avviene sia sul modello master in gesso (A) sia sul modello sperimentale in acciaio (B).





3 A-D → Rappresentazione grafica del torque di avvitamento: la vite singola è per definizione passiva (A), la struttura 1 A mostra evidenti discrepanze nella fase finale di avvitamento sul modello in gesso (B), la struttura 2 CC rivela un buon grado di passivazione sul modello in acciaio (C), la struttura 3 AA presenta un grado di passivazione migliore sul modello in acciaio che sul modello master in gesso (D).



4 A-B: La struttura immediata provvisoria mostra un buon grado di passivazione (A). La struttura definitiva presenta un grado di passivazione con dati che evidenziano aumenti di tensione nelle fasi di avvitamento dopo 180° rotazionali (B).

CONCLUSIONI

La passivazione delle sovrastrutture implanto-protetiche avvitate su impianti è un prerequisito fondamentale ed 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 impianti (Kohavi 1993, Weinberg, 1993, Aparicio 1995, Lorenzoni et al. 2000). 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 implantare (Spector et al. 1990, Carr 1991, Assif et al. 1992, Barrett et al. 1993, Assif et al. 1999), e il tecnico di laboratorio assicura la passivazione della sovrastruttura sul modello di lavoro tramite metodiche costruttive adeguate.

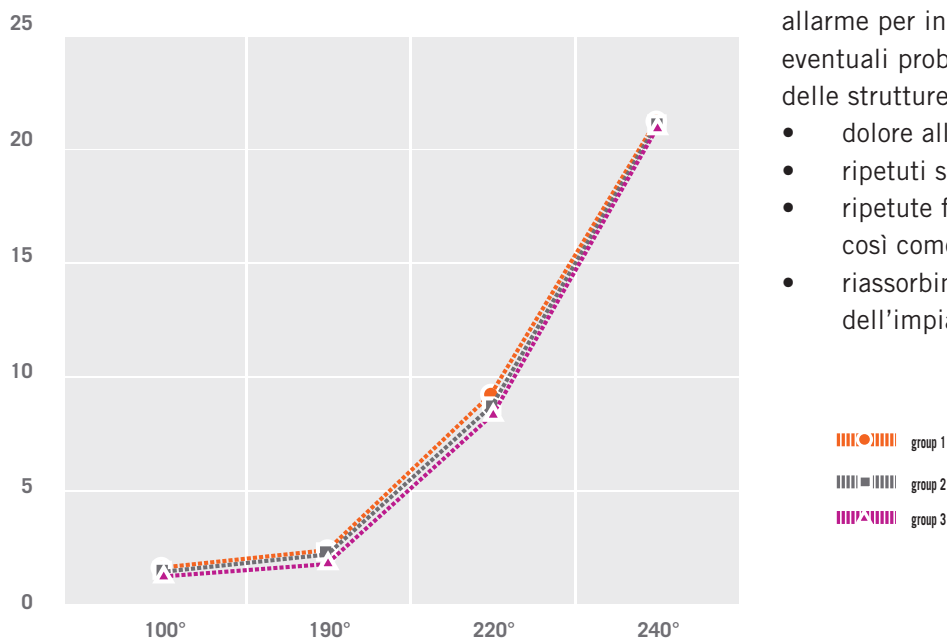
La valutazione quantitativa della resistenza di avvitamento tramite il sistema OsseoCare™ (Nobel Biocare AB) rappresenta

un metodo semplice, scientificamente valido e clinicamente attuabile per l'analisi del grado di passivazione della sovrastruttura implanto-protetica. Il sistema 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) (Wicks et al. 1994, Kan et al. 1999).

I risultati ottenuti nella ricerca sperimentale indicano tre metodiche per la rilevazione dell'impronta fondamentalmente sovrapponibili e clinicamente affidabili e predicibili. I risultati particolarmente favorevoli ottenuti nel gruppo, 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 letteratura riporta alcuni segnali di allarme per individuare tempestivamente eventuali problemi di passivazione inadeguata delle strutture implanto-protetiche, quali:

- dolore all'avvitamento;
- ripetuti svitamenti delle viti di fissaggio;
- ripetute fratture del rivestimento estetico così come delle viti di fissaggio;
- riassorbimento osseo oltre la prima spira dell'impianto nei primi mesi di carico.



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. Surg. 1981; 10: 387-441.
- 2 **Adell R.** *An overview of the Brånemark osseointegration method comparing total and partial edentulism results.* Z Stomatol. 1993; 90: 289-301.
- 3 **Adell R.** *Regeneration of the periodontium: an experimental study in dogs.* Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1974; (Suppl. 11): 1-177.
- 4 **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. Surg. 1986; 15: 39-52.
- 5 **Albrektsson T., Zarb G., Worthington P., Eriksson A.R.** *The long-term effect of currently used dental implants: a review and proposed criteria for success.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1996; 1: 11-25.
- 6 **Aparicio C.** *A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report.* Int. J. Period. Rest. Dent. 1994 Oct; 14(5): 404-419.
- 7 **Aparicio C.** *A new method for achieving passive fit an interim restorin support by Brånemark implants: a technical note.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1995; 10(5): 614-618.
- 8 **Aspenberg P., Goodman S., Toksvig-Larsenn S., Ryd L., Albrektsson T.** *Intermittent micromotion inhibits bone ingrowth.* Acta Orthop. Scand. 1992; 63: 141-145.
- 9 **Assif D., Fenton A., Zarb G., Schmitt A.** *Comparative accuracy of implant impression procedures.* Int. J. Periodontics Restorative Dent. 1992; 12(2): 112-121.
- 10 **Assif D., Nissan J., Varsano I., Singer A.** *Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1999 Nov-Dec; 14(6): 885-888.
- 11 **Babbush C.A., Kent J.N., Misiek D.J.** *Titanium plasma-sprayed screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible.* J. Oral Maxillofac. Surg. 1986; 44: 274-282.
- 12 **Barrett M.G., deBijk W.G., Burgess J.O.** *The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants.* J. Prosthodont. 1993 Jun; 2(2): 75-82.
- 13 **Bianchi A.** *Implantologia e impianto-protesi.* Torino: Utet 1999: 326-331.
- 14 **Blackman R., Barghi N., Tran C.** *Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks.* J. Prosthet. Dent. 1991; 65: 309-315.
- 15 **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.* Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. 1977; 16: 1-132.
- 16 **Brunski J. B.** *Influence of biomechanical factors at the bone biomaterial interface.* Toronto: University of Toronto Press. 1991: 391-404.
- 17 **Brunski J.B., Skalak R.** In: **Naert I., Van Steenberghe D., Worthington P. (eds).** *Osseointegration in oral rehabilitation: an introductory textbook.* Chicago: Quint. Publ. Co. 1999: 133-156.
- 18 **Carr A.B.** *A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1991; 4: 448-455.
- 19 **Castman E.** *Principi biomeccanici di fissazione.* Bologna: Edizioni Aulo Goggi. 1983.
- 20 **Chiapasco M., Gatti C., Rossi E., Haefliger W., Markwalder T.H.** *Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a retrospective multicenter study on 226 consecutive cases.* Clin. Oral Impl. Res. 1997; 8: 48-57.
- 21 **Franchini I., Rossi M.C., Arioli E., Del Fabbro M., Galli F., Francetti L., Testori T.** *Valutazione della passivazione delle sovrastrutture implantari per protesi ibride fisse nel carico immediato. Studio sperimentale.* Implantologia Orale 2005; 4: 9-24.
- 22 **Goll G.E.** *Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I. Clinical procedures.* J. Prosthet. Dent. 1991; 66: 377-384.
- 23 **Hellden L.B., Derand T.** *Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1998 Mar-Apr; 13(2): 190-196.
- 24 **Henry P.J.** *An alternative methods for the production of accurate casts and occlusal records in the osseointegrated implant rehabilitation.* J. Prosthet. Dent. 1987: 694-697.
- 25 **Jemt T., Book K.** *Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients.* Int. J. Maxillofac. Impl. 1996; 11: 620-625.
- 26 **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. Impl. 1991; 6: 270-276.
- 27 **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: 209-215.
- 28 **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: 172-180.
- 29 **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: 169-178.
- 30 **Kan J.Y.K., Rungchaerassaeang K., Bohsali K. et al.** *Clinical method for evaluating implant framework fit.* J. Prosthet. Dent. 1999; 81(1): 7-13.
- 31 **Klineberg I.J., Murray G.M.** *Design of superstructure for osseointegrated fixtures.* Swed. Dent. J. Suppl. 1985; 28: 63-69.
- 32 **Kohavi D.** *Complication in tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation.* J. Oral Rehabil. 1993; 20(4): 413-422.

- 33 **Kunavisarut C., Lag L.A., Stoner B.R., Felton D.A.** *Finite element analysis on dental implant-supported prosthesis without passive fit.* J. Prosthodont. 2002 Mar; 11 (1): 30-40.
- 34 **Ledermann P.D.** *Stegprothetische versorgung des zahnlosen Unterkiefers mit Hilfe plasmabeschichteten Titanschraubimplantaten.* Deutsche Zahnärztliche Zeitung. 1979; 34: 907-909.
- 35 **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: 30-36.
- 36 **Lindquist L.W.** *Prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible.* Goteborg Sweden: University of Goteborg 1987.
- 37 **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): 629-638.
- 38 **May K.B., Lang B.R., Lang B.E., Wang R.F.** *Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation vivo.* J. Prosthet. Dent. 1998 Jun; 79(6): 648-657.
- 39 **Murphy W.M., Absi E.G., Gregory M.C., William K.R.** *A prospective 5-year study of two cast framework alloys for implant-supported mandibular prostheses.* Int. J. Prosthodont. 2002 Mar-Apr; 15(2): 133-138.
- 40 **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.
- 41 **Spector M.R., Donovan T.E., Nicholls J.I.** *An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants.* J. Prosthet. Dent. 1990 Apr; 63(4): 444-7.
- 42 **Takahashi T., Gunne J.** *Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between the fabrication techniques.* J. Prosthet. Dent. 2003 Mar; 89(3): 256-260.
- 43 **Tan K.B., Rubenstein J.E., Nichols J.I., Yuodelis R.A.** *Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece osseointegrated implant-retained prostheses.* Int. J. Prosthodont. 1993; 6: 346-363.
- 44 **Testori T., Del Fabbro M., Galli F., Francetti L., Taschieri S., Weinstein R.L.** *Immediate occlusal loading the same day or the day after implant placement: comparison of 2 different time frames in total edentulous lower jaws.* J. Oral Implantol. 2004; 30(5): 307-313.
- 45 **Testori T., Del Fabbro M., Szumkler Moncler S., Francetti L., Weinstein R.L.** *Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the completely edentulous mandible.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 2003 Jul-Aug; 18(S): 544-551.
- 46 **Testori T., Meltzer A., Del Fabbro M., Zuffetti F., Troiano M., Francetti L., Weinstein R.L.** *Immediate occlusal loading of OSSEOTITE® implants in the lower edentulous jaw. A multicenter prospective study.* Clin. Oral Impl. Res. 2004 Jun; 15(3): 278-284.
- 47 **Tripton P.A.** *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.
- 48 **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): 186-192.
- 49 **Vigolo P., Millstein P.L.** *Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1993; 8(4): 439-446.
- 50 **Watanabe F., Uno I., Hata Y., Neuendorff G., Kirsch A.** *Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 2000 Mar-Apr; 15(2): 209-218.
- 51 **Weinberg L.A.** *The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses.* Int. J. Oral Maxillofac. Impl. 1993; 8(1): 19-31.
- 52 **White G.E.** *Osseointegrated dental technology.* London: Quint. Publ. Co Ltd; 1993: 61-94.
- 53 **Wicks R.A., de Rijk W.G., Windeler A.S.** *An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis.* J. Prosthodont. 1994 Dec; 3(4): 206-212.
- 54 **Yanase R.T., Binon P.P., Jemt T. et al.** *Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis?* Int. Oral Maxillofac. Impl. 1994; 9: 471-474.
- 55 **Zarb G.A.** *Clinical application of osseointegration. An introduction.* Swed. Dent. J. Suppl. 1985; 28: 7-9.