

**ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ**

**Studio *in vitro* sulla connessione  
di sistemi implantari dentali**

Rossella Bedini (a), Pietro Ioppolo (a), Raffaella Pecci (a),  
Francesco Rizzo (b), Fabio Di Carlo (b), Manlio Quaranta (b)

*(a) Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma*  
*(b) Facoltà di Medicina e Chirurgia, Università degli Studi di Roma "La Sapienza", Roma*

ISSN 1123-3117

**Rapporti ISTISAN**

**07/7**

### **Studio *in vitro* sulla connessione di sistemi implantari dentali.**

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Raffaella Pecci, Francesco Rizzo, Fabio Di Carlo, Manlio Quaranta  
2007, 26 p. Rapporti ISTISAN 07/7

Grandi progressi sono stati compiuti negli ultimi dieci anni nel campo della ricerca e della evoluzione tecnologica in implantologia dentale permettendo alla terapia implantare di divenire oggi una soluzione terapeutica non solo per le edentulie totali o parziali ma anche per le monoedentulie. L'obiettivo di questo lavoro è stato quello di valutare *in vitro* l'accoppiamento della parte inserita nell'osso (*fixture*), l'impianto vero e proprio, con la sovrastruttura (*abutment*) poiché durante l'utilizzo *in vivo*, cioè sotto carico e vibrazioni, tale connessione può essere soggetta ad allentamento e/o svitamento, poiché la maggior parte dei sistemi implantari sono realizzati con un tipo di connessione a vite. Sono stati analizzati due diversi sistemi implantari sottoposti a test di fatica, tramite l'utilizzo di strumentazione pneumatica, per la simulazione di un periodo di cicli pari a cinque anni di invecchiamento. Per un'indagine più approfondita delle prestazioni tecniche morfologiche dei sistemi implantari sono state effettuate osservazioni microtomografiche tridimensionali, prima e dopo le prove di fatica, per poter valutare a livello microscopico eventuali differenze nel posizionamento relativo della *fixture* rispetto all'*abutment*, eventuali danneggiamenti, innesco di microcricche o fessurazioni, ecc. Sebbene non si possa predire esattamente il comportamento *in vivo* dell'impianto stesso, è indubbio però che tale simulazione può costituire una valida indicazione ai fini dell'applicazione clinica.

*Parole chiave:* Connessione *fixture-abutment*, Impianti dentali, Prove meccaniche a fatica, Microtomografia 3D

Istituto Superiore di Sanità

### ***In vitro* study on dental implant system connection.**

Rossella Bedini, Pietro Ioppolo, Raffaella Pecci, Francesco Rizzo, Fabio Di Carlo, Manlio Quaranta  
2007, 26 p. Rapporti ISTISAN 07/7 (in Italian)

In the last ten years a great development in dental implant technology research has been obtained in a way to become now a therapeutic solution not only for totally edentulism but also for one single-tooth edentulism. Aim of this work has been to evaluate *in vitro* fixture-*abutment* connection, because during *in vivo* use, this interface is subjected to load and vibration, that can be generate unfixed and unscrewed conditions and also because a larger amount of implant production has been manufactured with a screw connection. Two implant systems have been investigated and subjected to fatigue test, by means of pneumatic servohydraulic machine, to simulate five year ageing. Before and after fatigue tests, 3D microtomography observations have been carried on implant systems, to evaluate fixture-*abutment* disalignment, failure, breaking or cracking. Dental implant *in-vivo* performance it's no possible to suppose behaviour in advance, so this *in vitro* experimental simulation can be able to support clinical practice.

*Key words:* Fixture-*abutment* connection, Dental implant, Fatigue test, 3D microtomography

Per informazioni su questo documento rivolgersi a: [rossella.bedini@iss.it](mailto:rossella.bedini@iss.it).

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: [www.iss.it](http://www.iss.it).

Citare questo documento come segue:

Bedini R, Ioppolo P, Pecci R, Rizzo F, Di Carlo F, Quaranta M. *Studio in vitro sulla connessione di sistemi implantari dentali*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2007. (Rapporti ISTISAN 07/7).

---

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*  
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro, Sara Modigliani e Sandra Salinetti*  
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© Istituto Superiore di Sanità 2007

# INDICE

<b>1. Complicanze implantari</b> .....	1
1.1. Complicanze tecniche .....	1
1.2. Complicanze biologiche.....	5
1.2.1. Perimplantite retrograda.....	6
1.2.2. Perimplantite infettiva.....	6
1.2.3. <i>Abutment Infiltrated Connective Tissue</i> .....	9
<b>2. Connessioni impianto-moncone</b> .....	11
2.1. Connessioni esterne.....	11
2.2. Connessioni interne.....	11
<b>3. Indagine sperimentale</b> .....	14
3.1. Introduzione .....	14
3.2. Materiali e metodi .....	15
3.3. Risultati .....	19
3.4. Discussione .....	21
3.5. Conclusioni .....	22
<b>Bibliografia</b> .....	24



# 1. COMPLICANZE IMPLANTARI

Diversi studiosi negli ultimi anni hanno cercato di fare il punto sulla affidabilità e sulla efficacia clinica della riabilitazione implanto-protetica, effettuando degli studi a lungo termine che rivelassero quali fossero e con quale incidenza si manifestassero complicanze cliniche a carico degli impianti.

Sono state a questo proposito distinte le complicanze in due grosse categorie: biologiche e tecniche, quest'ultime essenzialmente di tipo meccanico.

Le prime sono identificabili essenzialmente con le perimplantiti e quindi sono a carico dell'apparato anatomico strutturale che supporta l'impianto (da cui il termine biologiche), le seconde hanno invece a che fare con la componentistica da cui è costituita, nel suo complesso, una riabilitazione implanto-protetica.

Queste ultime sono: svitamento o perdita della vite di serraggio, frattura della vite di serraggio, perdita di ritenzione della sovrastruttura protetica, frattura dell'*abutment*, frattura dell'impianto, frattura della struttura metallica della corona e frattura della porcellana.

Bragger *et al.* (1, 2) reclutarono 89 pazienti riabilitati impianto-proteticamente in uno studio prospettico a lungo termine per un'analisi completa clinica e radiografica a 1 anno e a 10 anni dal carico dell'impianto. Non si trattava di una semplice valutazione delle percentuali di successo/insuccesso degli impianti a 10 anni, ma di una più ampia e completa analisi delle cause di insuccesso e del ruolo che le complicanze biologiche e quelle meccaniche avevano avuto nei casi di fallimento dell'impianto.

Non sono stati trascurati in questo studio nemmeno quei fattori correlati alla salute generale del paziente né quelli parafunzionali (bruxismo) che spesso possono essere alla base di complicanze meccaniche. Sono stati annotati i tempi di prima manifestazione delle suddette complicanze e i provvedimenti terapeutici tempestivamente adottati in questi casi.

Nel gruppo delle riabilitazioni con monoimpianto e corona singola vi erano 69 unità. 7 di queste (10%) sono fallite, 5 (7%) in seguito a complicanze biologiche, 2 (3%) per complicanze meccaniche.

Un altro studio (3) su 112 impianti controllati per 10 anni ha rivelato che la complicanza tecnica più frequente è la perdita dell'*abutment* per svitamento o per frattura della vite di serraggio (7,1% dei casi).

Lo svitamento è stato riconosciuto come la più frequente problematica meccanica implantare anche da altri studi (4-10).

## 1.1. Complicanze tecniche

Abbiamo già dimostrato, letteratura alla mano, che, tra le complicanze meccaniche, la più frequente è lo svitamento della vite di serraggio. Questa problematica è strettamente legata alla stabilità della giunzione a vite, che a sua volta dipende non solo dal *torque* d'avvitamento, ma anche dall'adattamento tra impianto e vite di fissaggio del moncone. Lo svitamento inoltre comporta, come conseguenza, anche un aumento dell'incidenza delle fratture della vite stessa.

L'allentamento della vite è dovuta al progressivo aumento delle sollecitazioni sull'interfaccia impianto-spalla-vite che porta al decremento del precarico (forza di connessione al momento dell'avvitamento iniziale). Tutto ciò porta all'apertura dell'interfaccia *fixture-abutment* e alla presenza di dannosi e fastidiosi movimenti rotazionali del carico protesico.

Affinché il giunto della vite possa essere stabile, bisogna che vi sia stato, in fase di avvitarmento, un precarico adeguato, che ci sia una notevole precisione nell'adattamento delle componenti di accoppiamento dell'impianto e che l'interfaccia impianto-pilastro goda di adeguati requisiti antirotazionali.

Quando le sollecitazioni occlusali superano il limite di deformazione plastica del materiale della vite, si arriva alla frattura della stessa.

La vite rappresenta indubbiamente la parte dell'impianto che è più esposta alla frattura per via del suo ridotto diametro rispetto a quello dell'impianto o dell'*abutment*.

Ciò da una parte rappresenta un meccanismo di sicurezza per salvaguardare le altre componenti dell'impianto e il tessuto di supporto; oggi infatti si tendono a disegnare gli impianti in modo tale da rendere la vite la parte più fragile di tutto il sistema perché rappresenta la componente più facilmente sostituibile senza eccessivo aggravio di tempi e costi.

In caso dunque di sovraccarichi o carichi diretti in modo anomalo sull'impianto o fenomeni parafunzionali, le forze, proprio perché assorbite tutte dalla vite fino alla frattura, non verranno trasferite all'osso circostante il quale altrimenti andrebbe incontro a quel fenomeno biologico che successivamente indicheremo come perimplantite retrograda.

La vite tende a fratturarsi più spesso in due punti specifici in cui si concentrano i carichi: a livello del cambio di sezione tra gambo e vite e alla radice della prima spira (dove si concentra il grosso del carico).

Perché si abbia, invece, la frattura della *fixture*, bisogna che ci sia un riassorbimento osseo perimplantare, in presenza del quale l'impianto è sottoposto a forze di flessione più alte. Se la perdita ossea si estende oltre la vite di connessione, le tensioni assiali e di piegamento vengono applicate in corrispondenza di una regione meno resistente dell'impianto per l'assenza della vite di connessione all'interno della sua area sezionale.

Se poi la recessione ossea ha assunto un'architettura verticale, si può avere la concentrazione delle tensioni in corrispondenza di una spira esposta da cui inizia a propagarsi una rima di frattura.

Questi ultimi sono i tipici casi in cui ad un fallimento biologico dell'impianto (periimplantite) si associa, in un rapporto di stretta consequenzialità, anche il più catastrofico fallimento meccanico (frattura dell'impianto).

Il problema dello svitamento non è sentito solo in implantologia, ma nella meccanica in generale, dove si servono dei seguenti accorgimenti per cercare di ridurre al minimo questo inconveniente: il controllo del *torque* di avvitarmento; il controllo dell'angolo tra impianto e *abutment*; l'uso di un mezzo antisvitamento.

Il *torque* viene applicato nella vite conferendo ad essa il cosiddetto precarico, il quale non è altro che ciò che tiene i filetti della vite strettamente assicurati alla controparte accoppiata e unisce tramite una forza bloccante la testa della vite e il suo alloggiamento.

L'allentamento della vite, di solito, è causato da situazioni che portano a processi di dilatazioni/contrazioni delle componenti protesiche come: carichi dinamici trasversali, spostamenti trasversali, deformazioni elastiche dovute a colpi, vibrazioni o sbalzi di temperatura.

La masticazione, con i suoi movimenti, provoca lo sviluppo di forze di taglio e di forze verticali che si scaricano sulle viti di serraggio generando dei movimenti "torcenti": se questi sono opposti alla filettatura serrano la vite di serraggio del moncone, in caso contrario, con estrema facilità, le viti verranno allentate.

Bickford sostiene che il cedimento della giunzione a vite avviene in due fasi: nella prima fase il precarico si decrementa in modo graduale ad opera dei carichi funzionali, nella seconda il carico funzionale supera il precarico della vite, la quale si allenta causando micromovimenti e cedimenti (11).

Per capire meglio il problema cerchiamo di spiegare perché le viti filettate tendono ad allentarsi.

Il sistema degli accoppiamenti filettati nasce nel terzo secolo a.C. con la coclea di Archimede, che oggi può essere schematizzata dall'accoppiamento tra la vite e un bullone, ed è il sistema più frequentemente utilizzato nella meccanica moderna. Il suo utilizzo e il suo funzionamento sono così scontati che le tensioni in gioco raramente vengono esaminate in modo approfondito. Le principali cause che determinano la perdita di tensione in una vite o in un qualsiasi altro accoppiamento filettato sono:

- rilassamento della tensione;
- allentamento spontaneo.

Una vite si “rilassa” quando si ha una modifica permanente della lunghezza originaria nel senso del suo asse, oppure quando il “rilassamento” riguarda il materiale che costituisce l'interno della vite.

I fattori sopracitati portano ad una riduzione del precarico (tensione della vite) riducendo, così, la forza di serraggio.

I fattori che possono causare queste modifiche permanenti della lunghezza sono:

- *assestamento*  
(smussamento delle superfici dell'*abutment* che diventano più lisce ad opera della pressione generata dal serraggio)
- *sprofondamento*  
(la pressione esercitata dal sottotesta dell'*abutment* è così elevata che supera la resistenza a compressione del materiale stesso)

L'allentamento spontaneo si verifica quando l'avvitamento dell'*abutment* o delle viti di serraggio determina una compressione sulla filettatura dell'impianto e del pilastro, determinando, a sua volta, una lieve tensione dell'*abutment* che si tende come se fosse una molla. La tensione così generata si scarica su tutti gli elementi della filettatura mettendoli in compressione (Figura 1).

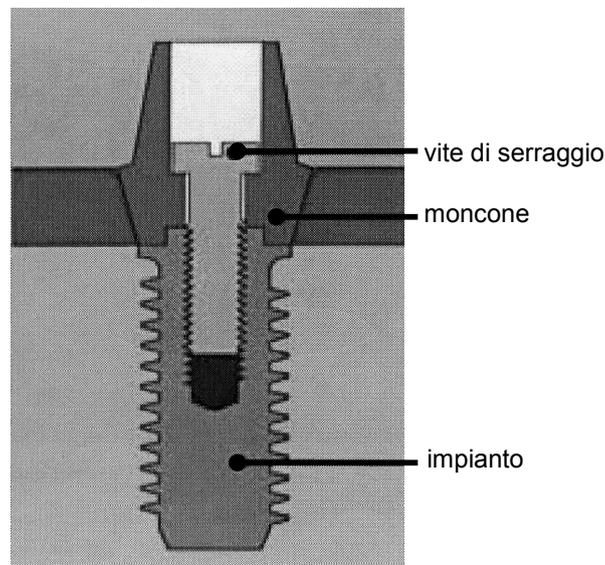


Figura 1. Schema di sistema implantare

Nella condizione di equilibrio sono gli attriti che si generano sui filetti in presa, soprattutto sotto la testa dell'*abutment*, a opporsi allo svitamento. Infatti, la tensione presente nel gambo dell'*abutment*, in assenza di questi attriti, si scaricherebbe naturalmente con una leggera rotazione. Ecco perché la coppia in fase di smontaggio è sempre inferiore a quella richiesta in fase di avvvitamento.

La formula matematica semplificata che riassume questi concetti è:

$$T = K \cdot F \cdot d$$

dove T = coppia,

K = costante empirica che tiene conto del comportamento di molti fattori come l'attrito sui filetti e sull'interfaccia del bullone (K non è un coefficiente d'attrito, benché sia ad esso correlato),

F = forza indotta o precarico

d = diametro nominale della vite.

La costante K può assumere diversi valori a seconda del materiale della vite, di come esso è stato trattato, della sua maggiore o minore ruvidità.

L'attrito totale è in grado di assorbire l'80-90% della coppia di serraggio.

Non è facile programmare il preciso valore di *torque* capace di darci il massimo del precarico senza rischiare di assestare la filettatura o determinare lo sprofondamento del sottotesta della vite.

A prescindere da quanto detto, se si viene a creare una situazione tale per cui delle vibrazioni o dei carichi alternati vengono applicati sull'*abutment*, l'effetto bloccante generato dai componenti che lavorano per attrito perde di efficacia, lasciando spazio ad un inizio di rotazione del moncone con successiva perdita rapida di tensione.

Le vibrazioni possono esplicarsi sia in direzione longitudinale, sia in direzione trasversale, sia contemporaneamente in entrambe le direzioni. Le vibrazioni trasversali possono derivare da carichi orizzontali alternati e sono molto più dannose delle altre perché possono portare al rapido allentamento di una qualsiasi vite non frenata.

Anche le forze longitudinali derivanti da carichi assiali pulsanti possono dare origine ad allentamenti, ma di minore entità.

Riassumendo, il fenomeno dell'allentamento del moncone e della vite si può verificare quando:

- Il carico compressivo supera il precarico della vite di connessione.
- Il carico compressivo elevato causa il disinnesto dei filetti di accoppiamento.
- Le forze di trazione causano la deformazione plastica delle viti di serraggio.
- La vite si allenta per assestamento.
- Il carico masticatorio ciclico induce micromovimenti dei componenti filettati, usurando i contatti tra i vari componenti e causando lo sviamento
- Si presentano maladattamenti delle varie componenti amplificati dal carico.
- La presenza di discrepanze (*gap*) tra protesi e moncone, con valori compresi tra 100 e 175 micron, produce più facilmente l'allentamento della vite di serraggio cosicché questi valori si possono ritenere inaccettabili

Quindi per evitare l'allentamento delle viti di serraggio in meccanica vengono adottati i seguenti accorgimenti:

- utilizzo di vite ad alta classe di resistenza in modo da ottenere elevati precarichi, sfruttando appieno l'attrito tra i filetti dell'impianto e la vite;
- creazione di un accoppiamento meccanico sicuro e preciso;

- aumento del coefficiente di attrito modificando la finitura superficiale della filettatura;
- utilizzo di un adesivo che elimini i movimenti laterali (il gioco che c'è tra vite e madrevite viene riempito con questo prodotto che, indurendosi, lega i pezzi tra loro, esaltandone l'attrito su tutta la filettatura e su tutta la superficie trattata).

Tornando a discorsi più prettamente clinici, il problema dello svitamento tende a verificarsi più frequentemente a livello degli impianti singoli, prevalentemente nel primo anno di carico funzionale e soprattutto in pazienti bruxisti.

Con l'introduzione di sistemi protesici studiati appositamente per monoimpianti e l'impiego di componentistiche protesiche migliorate (viti d'oro, chiavi torsionometriche), l'incidenza di complicanze è diminuita soprattutto nei settori anteriori. Nei settori posteriori, invece, dove la dinamica masticatoria e i carichi funzionali sono molto più elevati, il problema sembra ancora esistere.

Il posizionamento di una corona al di là dell'asse lungo dell'impianto, come accade regolarmente nella riabilitazione di un molare, infatti, provoca la formazione di un *cantilever* e quindi lo sviluppo di un momento torcente che facilmente può causare l'allentamento della vite.

Sarebbe perciò importante al fine di ridurre questo inconveniente tecnico rimpiazzare un singolo molare con due impianti, ma ciò raramente è possibile in monoedentulie visto che quasi mai vi è un'adeguata ampiezza mesio-distale dell'osso. Alcuni ricercatori sostengono che l'ampiezza media mesio-distale di un primo molare mascellare è di 7,5 mm, mentre quella di un primo molare mandibolare è di 8,5 mm. Queste dimensioni non consentono uno spazio sufficiente se non per l'inserzione di un solo impianto da 3,5 mm (12).

Oltre al valore di precarico della vite (13) e al disegno oclusale (14), altri fattori importanti ai fini della stabilità della vite e dell'*abutment* possono essere la posizione della *fixture* (15) e la precisione, l'adattamento e la rigidità della corona protesica (16).

L'implantologo si trova quindi periodicamente impegnato a stringere le viti di serraggio dell'*abutment*; procedura questa che si può rivelare, oltre che lunga e costosa anche controproducente perché può portare all'applicazione di una forza eccessiva che può essere alla base di eventuali fratture della vite stessa. Inoltre, le viti, una volta che si sono allentate, se sono state sollecitate fino al loro limite di elasticità, dovrebbero essere sostituite, perché, se riutilizzate allo stesso precarico, possono stirarsi, causando rotazione in senso inverso, allentamento o addirittura rottura.

Se poi il paziente non è sollecito, in caso di svitamento, nel tornare dall'implantologo per il riavvitamento della vite o meglio la sostituzione della stessa, in questo modo si innesca una situazione che aumenta esponenzialmente il rischio di frattura della vite stessa, perché aumentano le componenti radiali e tangenziali delle forze masticatorie che si ripercuotono sull'interfaccia vite/impianto.

## 1.2. Complicanze biologiche

Secondo il 1° Workshop europeo di Parodontologia del 1993 (17) con il termine perimplantite si intende un processo infiammatorio distruttivo che colpisce i tessuti duri e molli intorno ad un impianto osteointegrato, determinando così la formazione di una tasca perimplantare e la perdita di tessuto di supporto. Le perimplantiti costituiscono le più frequenti cause di fallimenti a lungo termine (cioè successivi al caricamento protesico) degli impianti. Esse si dividono in perimplantiti retrograde (o traumatiche) e perimplantiti infettive.

### **1.2.1. Perimplantite retrograda**

L'impianto può fallire per via di un sovraccarico, di un trauma o di fattori occlusali (parafunzioni). Si può avere sovraccarico, quando l'osso in cui si trova è di scarsa qualità o di quantità inadeguata, quando l'impianto si trova in una posizione tale per cui il carico è direzionato fuori asse con una conseguente squilibrata distribuzione delle forze occlusali sulla superficie implantare, quando il numero totale degli impianti è insufficiente rispetto alla superficie masticatoria offerta dalla sovrastruttura protesica, quando la sovrastruttura stessa non combacia perfettamente con gli impianti stessi. Questo tipo di problematiche portano ad un quadro clinico caratterizzato da riassorbimento osseo periapicale senza che compaia infiammazione dei tessuti molli perimplantari. Da qui il nome di perimplantite retrograda che si differenzia nettamente dalla perimplantite infettiva perché è associata ad una flora batterica intrasulculare più coerente con uno stato di salute gengivale (prevalentemente Streptococchi). Anche intorno al dente naturale carichi eccessivi possono causare una riduzione dell'osso mineralizzato, ma, in assenza di infiammazione parodontale di origine infettiva, si ha una regressione del fenomeno al venire meno del sovraccarico.

### **1.2.2. Perimplantite infettiva**

La perimplantite infettiva, invece, si può definire come una manifestazione della parodontite a livello degli impianti. Queste, infatti, sono due malattie legate dalle stesse caratteristiche cliniche e dallo stesso fattore eziologico: la placca batterica. Si manifestano, infatti, con gli stessi quadri clinici: prima con l'infiammazione marcata della gengiva che circonda l'elemento (gengivite e mucosite perimplantare), e poi con la formazione di tasche profonde e con perdita progressiva di osso (18).

La perimplantite infettiva e la parodontite hanno gli stessi fattori di rischio: scarsa igiene orale, fumo, malattie sistemiche (diabete non compensato, ipercolesterolemia), gravidanza, familiarità. Evidenziata la loro stretta correlazione, bisogna sottolineare anche delle differenze tra l'evoluzione clinica delle due patologie dettate dalle differenti caratteristiche anatomiche delle strutture parodontali e quelle perimplantari.

Sull'impianto, infatti, non vi è cemento e quindi non ci sono nemmeno le inserzioni delle fibre collagene, le quali decorrono parallelamente e non perpendicolarmente all'impianto, per cui la sola barriera che previene la disseminazione batterica nel solco perimplantare è costituita dalle fibre circolari (19). Inoltre, secondo un altro studio (20), non si sviluppa nessun sigillo biologico (adesione delle cellule epiteliali tramite membrana basale ed emidesmosomi) fra i tessuti molli e la superficie implantare metallica per cui l'adattamento dei tessuti molli alle superfici implantari sarebbe più legato al tono e alla vicinanza della gengiva, che non alla presenza di attacco di epitelio giunzionale.

Tutto ciò ci fa capire come gli impianti abbiano una barriera tissutale naturale meno efficace rispetto ai denti naturali e sono quindi meno resistenti alle infezioni.

I batteri trovano un percorso preferenziale che li conduce direttamente a contatto con la superficie implantare a ridosso della quale producono endotossine in grado di iniziare una risposta infiammatoria acuta che tende a progredire più apicalmente che nel parodonto naturale (21) coinvolgendo più rapidamente nel processo distruttivo l'osso alveolare perimplantare (22). Questa minore resistenza del connettivo sopralveolare perimplantare all'incedere incalzante della distruzione tissutale è attribuibile anche al ridotto rapporto quantitativo fibroblasti/collagene che lo contraddistingue e alla scarsa irrorazione di questo tessuto, che non può contare, a differenza dell'equivalente tessuto parodontale, sull'apporto sanguigno del plesso vascolare del legamento parodontale. Per questo un impianto è più esposto al rischio di

infezione dei suoi tessuti di supporto di quanto non lo sia un dente e perciò un paziente implantare deve essere trattato e monitorato come fosse un paziente parodontale.

Se poi si ha intenzione di riabilitare impianto-proteticamente un paziente parodontale, è d'obbligo trattarlo fino a remissione della malattia parodontale, prima di cominciare con la terapia implantare.

Dopo la riabilitazione impianto-protetica tutti i pazienti andranno inquadrati in un programma di mantenimento efficace, adeguatamente disegnato per le individuali necessità del paziente: la Terapia Parodontale di Supporto (TPS). Il paziente andrà richiamato ad intervalli regolari per una seduta di mantenimento organizzata in quattro fasi: VRD (Visita, Rivalutazione, Diagnosi), MRS (Motivazione, Reistruzione, Strumentazione), TSR (Trattamento dei Siti Reinfettati), LD (Lucidatura, Determinazione intervallo di richiamo).

Nella fase diagnostica verranno valutati, a livello degli impianti, i seguenti parametri:

1. indice di placca (*Plaque Index*, PII);
2. sanguinamento al sondaggio (*Bleeding On Probing*, BOP);
3. presenza di suppurazione (SUPP);
4. profondità per il rilevamento della perimplantite (*Periimplant Probing Depth*, PPD) o mobilità;
5. evidenza radiografica di perdita ossea (RX).

La mobilità, come parametro diagnostico, assume carattere di alta specificità, ma di scarsa sensibilità in quanto comincia a manifestarsi solo in seguito alla completa perdita di osseointegrazione da parte dell'impianto.

Il BOP è definito come la presenza di sanguinamento notato dopo la penetrazione di una sonda parodontale con una pressione gentile (0,25 N) nel solco o nella tasca perimplantare. L'assenza di BOP assicura nel 100% dei casi la stabilità del dente, mentre il 30% dei denti con BOP positivo sono soggetti a perdita di supporto parodontale (23). Sembra ragionevole adottare queste conclusioni anche sugli impianti pur se studi specifici in merito non sono mai stati compiuti.

La perdita di attacco va valutata sull'impianto misurando la distanza tra la punta della sonda e la spalla dell'impianto. Ad oggi non esiste nessuna evidenza scientifica che la procedura di sondaggio danneggi l'integrità dei tessuti molli intorno all'impianto, purchè non sia effettuata con pressioni superiori a 0,25 N, che facilmente consentirebbero alla sonda di attraversare l'attacco epiteliale e le fibre connettivali circolari e di fermarsi solo davanti alla resistenza opposta dalla cresta alveolare. Va inoltre tenuto presente che secondo alcuni ricercatori (23) il tessuto molle perimplantare sano o scarsamente infiammato offre alla sonda una resistenza maggiore di quello infiammato, infatti, anche una cauta manovra di sondaggio in una tasca perimplantare attiva evidenzerebbe un valore di PPD mediamente 1,2 mm più alto di quello reale.

Per questi motivi il sondaggio intorno agli impianti è considerata una tecnica diagnostica molto sensibile per la perimplantite.

La radiografia convenzionale è molto utilizzata nella diagnosi di perimplantite per mezzo del parametro DIB (*Distance Implant Bone crest*) (24), ma bisogna tener presente che possono essere rilevati cambiamenti nella morfologia ossea a livello crestale solo se questi raggiungono dimensioni e forme significative. Questa tecnica, quindi, rilevando frequentemente falsi negativi, ma molto raramente falsi positivi, ha una bassa sensibilità ed un'alta specificità per la determinazione di perdite ossee perimplantari.

Molto più alta risulta la sensibilità della radiografie digitali secondo la tecnica della DSR (*Digital Subtraction Radiography*), che individua, grazie alla sottrazione da una immagine di *baseline* delle immagini successive, anche minimi cambiamenti del livello o della densità dell'osso alveolare.

Sulla base della valutazione di questi parametri diagnostici fondamentali, Mombelli consiglia di procedere all'adozione del protocollo terapeutico CIST (*Cumulative Interceptive Supportive Therapy*) da lui elaborato nel 1999 presso la Scuola Odontoiatrica dell'Università di Berna del Prof. Lang, per prevenire e/o bloccare lo svilupparsi di lesioni perimplantari. E' un protocollo cumulativo perché composto da cinque protocolli specifici associati in sequenza con un crescente potenziale antibatterico proporzionale alla severità e all'estensione della lesione (25, 26):

1. Protocollo A (detossificazione meccanica)
2. Protocollo B (terapia antisettico)
3. Protocollo C (terapia antibiotico)
4. Protocollo D (terapia chirurgica)
5. Protocollo E (espianto)

Impianti dentali privi di placca e di tartaro, con BOP negativo, senza segni di suppurazione, con un PPD non superiore a 3 mm sono considerati clinicamente stabili e non a rischio di perimplantite perciò il paziente verrà richiamato a controllo dopo un anno.

Impianti dentali con placca visibile o tartaro a ridosso dei tessuti perimplantari lievemente infiammati con BOP positivo, senza segni di suppurazione e con un PPD non superiore a 3 mm sono soggetti al protocollo A di detossificazione meccanica. Questa procedura prevede l'utilizzo di uno strumentario apposito costituito da *curette* in fibra di carbonio o in teflon per rimuovere il tartaro e di coppette o gommini con pasta lucidante scarsamente abrasiva per *polishing* per rimuovere la placca. Le *curette* di metallo, infatti, danneggerebbero le superfici dell'impianto rendendolo maggiormente esposto all'accumulo futuro di placca batterica.

Quando ai segni di infiammazione rilevati nel caso precedente si aggiunge anche un PPD di 4-5 mm con o senza suppurazione in atto, al protocollo A si aggiunge quello B di trattamento antisettico che si avvale dell'utilizzo di un potente antisettico, la clorexidina digluconato (27) da somministrare sotto forma di sciacqui giornalieri allo 0,12% o di gel da applicare direttamente sul sito infiammato per la durata di 3-4 settimane.

Quando invece il PPD è maggiore di 5 mm e il difetto inizia ad essere apprezzabile radiograficamente, i protocolli A e B vengono seguiti dal protocollo C di trattamento antibiotico necessario ad eliminare o almeno ridurre significativamente i patogeni Gram- che hanno colonizzato la tasca. Le terapie sistemiche più utilizzate sono quelle a base di metronidazolo (3 x 350 mg al giorno) o ornidazolo (2 x 500 mg al giorno) o ancora l'associazione tra metronidazolo (500 mg al giorno) e amoxicillina (375 mg al giorno) durante gli ultimi 10 giorni di terapia antimicrobica.

Quando il problema perimplantare è localizzato e non è affiancato da una diffusa problematica parodontale con presenza di altri siti infetti, si può prendere in considerazione l'utilizzo di antibiotici locali, purchè rimangano in situ in concentrazioni tali da penetrare nel biofilm sottomucoso per almeno 7-10 giorni. Un esempio di questo tipo di antibiotici che ha dato buoni risultati in alcuni studi sono le fibre di tetraciclina.

Effettuate queste prime tre fasi del protocollo CIST, si può procedere al protocollo D (quello chirurgico) solo se si è avuta, con i precedenti protocolli, una remissione dell'infiammazione e dell'infezione e quindi assenza di segni di suppurazione.

In base a considerazioni estetiche e alle caratteristiche morfologiche del difetto si può scegliere se effettuare una chirurgia rigenerativa o resettiva. In entrambi i casi è opportuno effettuare anche in sede intraoperatoria una decontaminazione delle superfici implantari sopra-alveolari. La terapia chirurgica si rende necessaria soprattutto a livello dei siti perimplantari profondi, a livello dei quali, in alcuni studi, è stato riscontrato un ritorno dei parametri microbiologici (quantità di batteri parodontopatogeni) ai valori pretrattamento solo dopo un mese dalla fine della terapia non chirurgica (A + B + C). Per via di una sfavorevole morfologia

del tessuto perimplantare dopo terapia non chirurgica, spesso le superfici implantari esposte al rischio di contaminazione batterica, non possono essere tenute pulite da placca dal paziente con manovre di igiene orale convenzionali. Perciò può essere necessario ricorrere ad un intervento chirurgico aggiuntivo per modificare la morfologia dei tessuti in modo da prevenire la reinfezione della tasca dopo terapia antibiotica.

Solo dopo che il processo infiammatorio è sotto controllo, si può tentare di ristabilire l'osteointegrazione con procedure chirurgico-rigenerative. Esistono alcuni casi documentati di rigenerazione ossea perimplantare raggiunta, dopo terapia anti-infettiva, per mezzo dei principi biologici della GTR (*Guided Tissue Regeneration*), anche se non si hanno ancora evidenze istologiche della re-osteointegrazione, la rigenerazione ossea perimplantare è stata documentata da un incremento di densità ossea radiografica (28, 29).

L'espianto (protocollo E) è inevitabile qualora l'impianto raggiunga la mobilità, perchè la lesione perimplantare ha interessato l'intera lunghezza e circonferenza dell'impianto. Spessa questa situazione è caratterizzata da BOP positivo, suppurazione, PPD maggiore di 8 mm, dolore e, alla radiografia, da una radiotrasparenza che circonda l'intero profilo dell'impianto.

### 1.2.3. *Abutment Infiltrated Connective Tissue*

Un discorso a parte merita, tra le complicanze implantari, il cosiddetto fenomeno dell'*abutment Infiltrated Connective Tissue* (ICT), che non può essere definito né una complicanza biologica pura, né una complicanza tecnica propriamente detta, per il semplice motivo che è un insieme di entrambe (Figura 2).

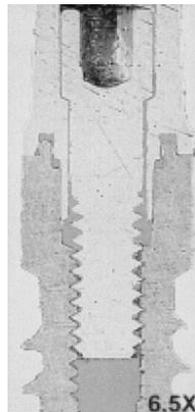


Figura 2. *Abutment* ICT

La presenza di una complicanza tecnica come lo svitamento, infatti, con la formazione di *gap* nell'interfaccia *abutment*-impianto, determina l'insorgenza di ulteriori complicanze di natura non soltanto, come detto prima, tecnica (frattura della vite e perdita della stessa), ma anche di natura biologica: uno studio (30) su cani ha portato alla luce la formazione del cosiddetto *abutment* ICT in corrispondenza del *microgap* tra *abutment* e *fixture* anche quando la mucosa perimplantare risulta apparentemente sana.

In tutti i sistemi implantari con connessione avvitata esiste, lungo le superfici filettate dell'impianto, uno spazio interfacciale (*gap*) di dimensioni variabili che può essere facilmente colonizzato dai batteri e permette il passaggio di fluidi salivari. Tale spazio costituisce un

serbatoio microbico capace di scatenare un'infezione a livello del solco gengivale perimplantare.

I batteri possono penetrare all'interno di sistemi implantari con connessione a vite, rimanere a lungo all'interno delle cavità filettate e scatenare processi infiammatori ed infettivi che possono compromettere la sopravvivenza degli impianti nel lungo periodo.

Non si sono ancora definiti, in letteratura, i parametri standard di accettabilità dei *gap* tra moncone e impianto: Yanase *et al.* hanno proposto 150 micron, al contrario York *et al.* soltanto 30 micron (31, 32).

Il *microgap* tra *fixture* e *abutment*, quindi, favorendo la migrazione batterica sulle superfici interne delle componenti implantari (percolazione), costituisce un fattore di rischio per l'infiammazione della mucosa perimplantare e quindi per la successiva perdita del supporto osseo che circonda l'impianto.

La perdita di osteointegrazione, dunque, è frutto, in questi casi, dell'interruzione della barriera mucosa che protegge la *fixture* dagli agenti esterni.

La perfetta stabilità della connessione impianto-*abutment*, perciò, è indispensabile al fine di ridurre il fenomeno della percolazione e quindi della perdita di osteointegrazione dell'impianto.

Questa può essere la causa della perdita iniziale di osso, dove la cresta ossea era posizionata a 1 o 1,5 mm apicale all'interfaccia o ancora la causa del riassorbimento osseo riscontrato allorquando l'impianto viene posizionato al di sotto della cresta ossea (su modello animale).

Tali studi indicano che la dimensione dei tessuti implantari è profondamente influenzata dalla presenza di un *gap* tra moncone e impianto e dalla sua localizzazione rispetto alla cresta ossea. La presenza di un notevole infiltrato di cellule infiammatorie e la significativa perdita di osso furono, infatti, associate alla rilevazione di un *microgap* in corrispondenza della cresta ossea stessa. Di contro, a conferma di quanto detto, si osservò minimo infiltrato infiammatorio e minima perdita di osso negli impianti monopezzo (33).

Persson *et al.* (30) dimostrarono la presenza di batteri in impianti Branemark connessi a monconi standard in funzione da 1 a 8 anni. Dei 28 impianti studiati, furono descritti 16 monconi (57%) connessi stabilmente, 5 facilmente rimovibili (18%) e 7 invece presentavano perdita della stabilità (25%).

Ricapitolando, si può sostenere che il *microgap* interfacciale rappresenta una zona di infezione a cui l'organismo reagisce con una risposta infiammatoria; la presenza di questi batteri nei *microgap* porta inesorabilmente ad una perdita ossea combinata con la migrazione apicale della giunzione epiteliale.

## 2. CONNESSIONI IMPIANTO-MONCONE

### 2.1. Connessioni esterne

L'esagono esterno è stato il primo sistema di connessione utilizzato in implantologia e nasce con Branemark all'inizio solo come meccanismo di accoppiamento con funzione di guida per facilitare l'inserimento del moncone, poi ha ampliato le sue funzioni fino a diventare un vero e proprio meccanismo anti-rotazione.

Esso è stato utilizzato in seguito da varie case che lo hanno rappresentato e interpretato in vari modi, determinando modifiche varie sia a livello dell'altezza o del diametro dell'esagono stesso, sia a livello della vite di serraggio, che è stata profondamente cambiata dal punto di vista del materiale, del diametro, del numero delle spire, della dimensione del gambo, della lunghezza, delle filettature e dell'applicazione del *torque* (34).

Ad oggi le varianti protesiche relative all'interfaccia impianto-moncone, proposte dal mercato sono circa una ventina.

Quando questi vengono utilizzati per riabilitazioni di monoedentule o edentule parziali nei settori posteriori, l'interfaccia e la vite di serraggio sono soggette a carichi masticatori molto elevati, sottoponendo la vite a insidiose forze laterali flettenti, di inclinazione e di allungamento che possono mobilizzarla.

In letteratura esistono diversi studi che documentano l'incidenza di complicanze tecniche a carico di impianti dotati del sistema di connessione a esagono esterno con percentuali che vanno dal 6 al 45%. Jemt, infatti, in un follow-up di 3 anni su 69 impianti con una connessione ad esagono esterno notò che, solo al primo anno di carico, in 31 casi c'era stato bisogno di riavvitare la vite di connessione dell'*abutment*. Il problema peraltro si ripresentò anche nei due anni successivi, e precisamente al secondo anno in 27 casi e al terzo in 21 (35).

Secondo uno studio (9) la percentuale di allentamento della vite ammonta al 27% in protesi fissa.

Non va dimenticata però anche l'importanza del perfetto adattamento tra impianto ed esagono del moncone. Secondo uno studio (11), infatti, quando l'erosione della forza di fissaggio raggiunge un livello soglia, si ha rotazione antioraria del moncone.

Per cercare di ovviare alle complicanze biomeccaniche, come per l'appunto l'allentamento della vite di connessione o la frattura del moncone o della vite di serraggio, le case produttrici di impianti con connessione ad esagono esterno, e non solo, hanno introdotto l'uso di chiavi dinamometriche che conferissero alla vite un calcolato *torque*. Questo accorgimento, tuttavia, non ha eliminato completamente il problema pur determinandone una riduzione dell'incidenza.

I carichi applicati sulle interfacce tra le varie componenti implantari portano poi ad manifestarsi di diverse discrepanze a livello delle stesse riducendo notevolmente l'adattamento e la precisione della connessione.

### 2.2. Connessioni interne

Tra le connessioni interne le più utilizzate sono le connessioni a esagono interno, ottagono interno, coniche a vite e a cono Morse.

Le connessioni interne hanno dimostrato fin da subito maggiore stabilità meccanica e migliore stabilità di quelle esterne.

Balfour e O'Brian testarono (36) *in vitro* tre sistemi implantari a dente singolo con disegni delle connessioni differenti per stabilità antitortazionale, resistenza alla fatica ciclica e al momento torcente. Venne fuori che il sistema ad esagono interno offriva il più alto grado di stabilità dell'*abutment* e che il sistema ad esagono interno e quello ad ottagono interno offrivano una resistenza alla fatica ciclica più alta rispetto a quella del sistema ad esagono esterno.

Alcuni studi *in vivo* compiuti su sistemi implantari con connessioni coniche interne hanno evidenziato complicanze comprese tra il 3,7% e il 5,3% (37, 38).

Tali dati, se confrontati con quelli citati a proposito dei sistemi esterni, documentano una migliore stabilità della connessione a vite conica interna.

Si può dire in linea generale che la connessione interna offre più vantaggi in termini di stabilità e ha dimostrato di resistere meglio all'applicazione prolungata di forze laterali.

Un discorso a parte tra le connessioni interne merita la connessione conometrica pura, che non prevede la presenza di viti e dove l'interfaccia prevede un incastro diretto tra le superfici del moncone e dell'impianto. L'inventore di questo sistema di connessione conica autobloccante fu uno statunitense che si industriò nel creare un metodo per collegare la punta elicoidale da lui concepita per migliorare i metodi di foratura, al mandrino della strumentazione meccanica. Il risultato fu per l'appunto un accoppiamento conico tra un oggetto e una sede di uguale conicità tra loro solidali grazie all'attrito fra le due superfici. In questo caso le tolleranze dell'accoppiamento devono essere molto precise proprio perché la trasmissione della coppia avviene, come detto, per attrito e quindi l'efficacia del sistema è strettamente legata al materiale utilizzato, alla natura delle superfici e alla forma geometrica (39).

Questo sistema, come detto, è stato importato nell'implantologia, tanto che esistono anche delle norme UNI 521 e UNI ISO 296 (40, 41) che definiscono la connessione implantare conica come autobloccante quando l'angolo è minore di  $1^{\circ} 30'$ .

Negli innesti a frizione il collegamento viene ottenuto utilizzando la resistenza d'attrito che si sviluppa tra due superfici.

Visto che le superfici non sono mai perfettamente lisce, ma presentano microscopiche asperità, per effetto della pressione di contatto si ha una compenetrazione tra i microscopici picchi e le valli delle due superfici, ottenendo una saldatura a freddo. Infatti, anche per superfici perfettamente lavorate, il contatto tra due corpi è localizzato su superfici molto ristrette, dove le asperità di una superficie vengono a contatto con le asperità dell'altra; per la necessità di equilibrare le forze applicate, in corrispondenza di queste zone di contatto si sviluppano tensioni tali da produrre microgiunzioni e anche vere e proprie microsaldature.

L'attrito, perciò, è tanto elevato che per l'inserzione e il bloccaggio degli innesti conici devono essere adottati dei metodi specifici:

- interferenza assiale (specifico spostamento tra i due pezzi);
- interferenza termica (dilatazione per riscaldamento del componente esterno o contrazione per raffreddamento del componente interno);
- pressatura con applicazione di una forza definita;
- applicazione di una forza mediante energia d'urto.

La stabilità meccanica di questo sistema è assicurata dall'annullamento totale di tutti i micromovimenti all'interfaccia tra le componenti.

Numerosi studi hanno dimostrato l'efficacia e l'affidabilità di questo sistema evidenziando una bassa incidenza di complicanze cliniche (42, 43).

Si è notato poi da alcuni esami microscopici che le discrepanze presenti nell'interfaccia dei componenti in una connessione conometrica ammontano a non più di 3 micron, contro i 20-30 micron di distanza media tra moncone e impianto connessi con sistemi avvitati e addirittura i 70-120 micron di discrepanza media tra filetto della vite e impianto.

Questa solidarizzazione moncone-impianto distribuisce i carichi a tutto il sistema senza concentrarli tutti nella zona della vite che è assente. Ciò avrebbe portato, secondo alcuni studi a una bassa incidenza di complicanze inerenti alla giunzione moncone-impianto.

Sembra che questo tipo di sistema sia anche molto efficace nel contrastare il fenomeno dell'*abutment* ICT, così presente nei sistemi avvitati.

Tale connessione costituisce un'ottima barriera alla penetrazione batterica. Considerato che le dimensioni di un batterio possono andare da 1 a 6 micron e che, come sopra accennato, il *gap* interfacciale di questo sistema va da 1 a 3 micron, la percolazione batterica attraverso l'accoppiamento dei componenti implantari diventa un fenomeno molto difficile da realizzarsi. Alcuni studi hanno dimostrato che la connessione conometrica impedisce il passaggio di fluidi e quindi anche la colonizzazione batterica.

Tutto ciò, tradotto in termini clinici, contribuirebbe efficacemente alla riduzione degli insuccessi implantari dovuti a cause biologiche.

## 3. INDAGINE SPERIMENTALE

### 3.1. Introduzione

Attualmente, nonostante tutti gli sforzi che le case produttrici stanno compiendo per perfezionare gli impianti, l'implantologo deve ancora fare i conti con alcune problematiche che si verificano con un'assiduità, a dire il vero, sempre decrescente nella pratica clinica e cioè l'instabilità della vite di serraggio che tende a svitarsi e, nei casi più trascurati, anche a fratturarsi.

Questo studio *in vitro* prende spunto proprio da questa esigenza dei dentisti e delle aziende di perseguire delle strade, in fase di progettazione di nuovi impianti che consentano di ridurre il più possibile il rischio di fallimento implantare da cause tecniche.

Esistono altri studi *in vitro* e *in vivo* condotti su vari tipi di impianti che hanno indirizzato la ricerca verso alcune precise direzioni.

Uno di questi (42) dimostrò che si sviluppavano maggiori stress tensivi a livello di un impianto con connessione interna avvitata rispetto a uno con connessione conica avvitata; Norton (43) verificò inoltre la maggiore resistenza agli stress tensivi di quest'ultimo tipo di connessione (seppure prodotta da una casa differente) rispetto alla prima.

Un altro studio (44) provò la maggiore resistenza al momento torcente di un impianto a connessione conica interna rispetto a uno a connessione esagonale.

Un successivo studio (8) su 107 restaurazioni impianto-protesi a dente singolo con sistema di connessione a esagono interno avvitato, ha verificato come dopo 3 anni, una vite in titanio si era fratturata e 13 erano state rimpiazzate da altrettante viti in oro nell'arco dei successivi 2 anni.

Simili risultati sono stati ottenuti in un ulteriore studio (45) il quale affermava, nella sua esperienza su 97 impianti singoli, che le viti in oro offrono una maggiore resistenza alla fatica delle viti in titanio.

Levine (37), inoltre, riscontrò, in una sperimentazione su 157 impianti conici avvitati, che le uniche fratture della vite avevano interessato gli impianti con diametro di 3,5 mm.

Quanto riportato spiega perché le case produttrici, negli ultimi anni, hanno mirato a ridurre il rischio di problematiche meccaniche aumentando il diametro degli impianti, modificando il disegno delle connessioni implantari e cambiando i materiali.

La fatica non è altro che una simulazione accelerata di utilizzo di un dispositivo destinato ad essere impiantato per anni e, nel caso di processi di costruzione errati, si possono provocare inneschi di rottura insieme con la progressiva propagazione di un crack che porta a una frattura catastrofica sotto l'azione di ripetuti carichi. Viene spesso riportato che le viti implantari tendono a fratturarsi quando sottoposte a fatica e a sovraccarico (46).

La fatica è perciò la maggiore causa dell'instabilità *abutment-fixture*, determinando in prima istanza lo svitamento della vite di connessione e successivamente la sua frattura.

Considerato tutto ciò, abbiamo voluto effettuare uno studio simulato per investigare *in vitro* la resistenza alla fatica e le modalità di fallimento di riabilitazioni impianto-protesi a dente singolo, sottoposte a carichi tipici delle zone molari, aventi 2 disegni leggermente diversi dei sistemi di connessione *fixture-abutment*.

## 3.2. Materiali e metodi

In questo studio simulato (svoltosi nel 2006) abbiamo utilizzato 10 impianti aventi due tipi di connessioni *fixture-abutment* differenti divisi in 2 gruppi (gruppo A e gruppo B).

Ogni dispositivo dei due gruppi con i suoi componenti è stata preso dalla disponibilità in commercio. I diametri e le lunghezze sono state scelte tra quelle più utilizzate per la riabilitazione delle monoedentule dei settori posteriori.

Gli impianti del gruppo A sono costituiti da una vite conica sommersa o semisommersa automaschiante con esagono interno, totalmente realizzata in titanio grado 2 a purezza medica in accordo alla UNI 9763-2 e alla ASTM F67-06 (47, 48). L'unità da noi assemblata è costituita da: *fixture* (lunghezza 13 mm e diametro 4 mm), moncone dritto e vite di unione per monconi antirotazionali avvitati tramite l'apposita chiave "quadrata" con un *torque* di 30 N grazie all'utilizzo dell'apposita chiave dinamometria appositamente tarata a tale valore.

Gli impianti del gruppo B sono costituiti da una *fixture* cilindrica a vite in titanio commercialmente puro di grado 4. Un esagono interno a doppia connessione di tipo parallelo mira a garantire la stabilità della sovrastruttura. Il sistema di qualità aziendale assicura che i processi produttivi utilizzati mantengano tolleranze d'accoppiamento inferiori ai 10 µm. Secondo il produttore, questo tipo di connessione doppia, a differenza della classica connessione ad esagono interno, sarebbe più al riparo dall'effetto delle forze extra-assiali, che provocherebbero, almeno nella fase iniziale, un adattamento del titanio tra la filettatura con conseguente allentamento della vite.

L'unità da noi assemblata è costituita da una *fixture* della lunghezza di 13 mm e il diametro di 3,8 mm, un moncone standard dritto in titanio grado 5 con una vite passante lunga del diametro di 3,8 mm avvitata grazie all'ausilio di una chiave dinamometria con cui abbiamo conferito alla vite un valore di precarico di 30 N cm.

Ogni *fixture* è stata posizionata perpendicolarmente su una basetta di resina acrilica ed è stata affondata simulando una distanza di 3 mm +/-0,1 mm rispetto al livello nominale di osso, in previsione della peggior situazione possibile conseguente al fenomeno della retrazione ossea post-inserzione dell'impianto.

Dopo l'avvitamento dei monconi ogni campione è stato sottoposto al test di fatica ciclica per impianti dentali osteointegrati del tipo transmucoso per una serie di cicli pari a cinque anni di invecchiamento. Questo test simula il carico funzionale a cui è sottoposto il corpo di un impianto dentale caricato nelle peggiori condizioni possibili, ma non è in grado di predire esattamente il comportamento in vivo dell'impianto stesso. È indubbio però che può costituire una valida indicazione ai fini dell'applicazione clinica.

Abbiamo perciò seguito per la sperimentazione, le indicazioni della normativa ISO 14801:2003 (E) nei suoi principi generali, nonché nel rispetto dei requisiti richiesti per i materiali e i metodi (49).

Abbiamo fatto in modo che i campioni testati fossero stati sottoposti a tutte le procedure industriali di fabbricazione a cui viene sottoposto il prodotto messo in commercio, comprese le procedure di sterilizzazione. Inoltre, essendo l'impianto osteointegrato un dispositivo composto da più componenti, lo abbiamo testato, come sopra descritto, nella sua forma assemblata.

La macchina utilizzata per effettuare il test di fatica è una LLOYD-SiPlan 804/2 (pneumatica) equipaggiata con una cella di carico di 5kN ed interfacciata, mediante un Software dedicato (Si-Plan servo-controller), con un PC.

Tale strumentazione presenta le seguenti caratteristiche:

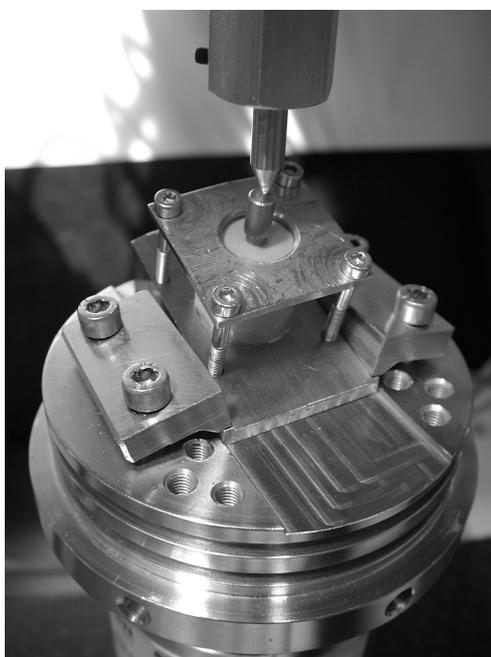
- è capace di applicare il carico specificato con un errore non eccedente il 5% al massimo carico;

- è capace di applicare un carico alla frequenza specificata;
- include dispositivi capaci di monitorare i valori massimi e minimi di carico, modulare la frequenza e riconoscere il fallimento del campione;
- è capace di memorizzare il numero di cicli di carico durante il test.

Tale strumentazione utilizza come fluido motore aria compressa a 9 atmosfere; il sistema di controllo è ottenuto utilizzando sensori di pressione nelle camere del cilindro, con sensori di posizione del pistone e con la cella di carico che permette la controreazione sul carico applicato.

La gestione della strumentazione è affidata ad una unità centrale ad 8 bit interfacciata con porta seriale RS232 ad un personal computer dotato di software fornito e progettato dalla stessa Lloyd, il quale consente un potente controllo tramite “controllore PID” (Proporzionale, Integrale, Derivativo).

I campioni sottoposti alla prova a fatica sono stati inseriti in afferraggi, appositamente realizzati per immobilizzare, con un’inclinatura di 30°, il blocchetto in resina, in cui è stata inglobata la *fixture* e sono stati stimolati tramite un punzone appositamente realizzato secondo specifiche di normative internazionali (Figura 3).



**Figura 3. Dispositivo di afferraggio e punzone per lo svolgimento delle prove meccaniche a fatica**

Il protocollo di prova ha previsto che i campioni venissero sottoposti a sollecitazione con un carico sinusoidale unidirezionale variabile tra un valore massimo di 100 N ed uno minimo di 10 N, ad una frequenza di 4 Hz per 1 milione di cicli equivalente ad un periodo di utilizzo di circa 5 anni.

La forza di carico inoltre è stata applicata in modo tale che il centro caricato (punto C) fosse precisamente l’intersezione tra l’asse di carico linea AB e l’asse dell’impianto endosseo dentale (linea DE). L’angolo tra asse AB e DE è stato stabilito essere di 30°, come indica la Figura 4.

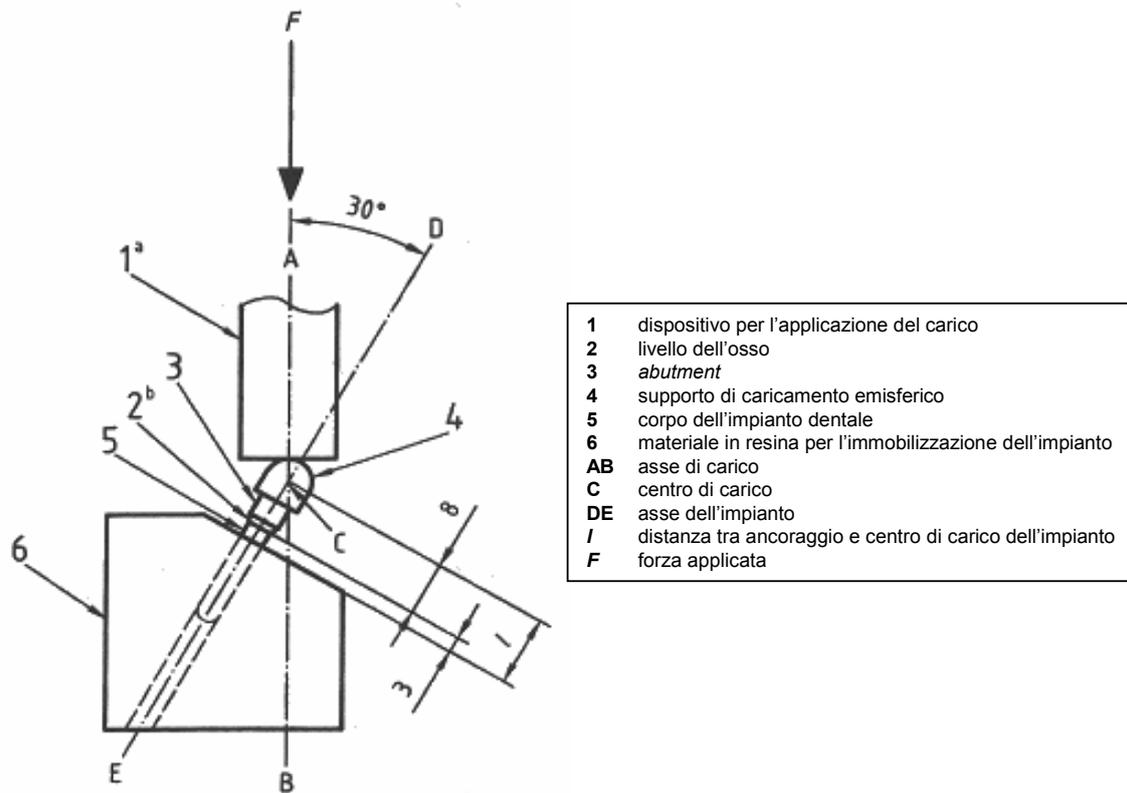


Figura 4. Schema del test di fatica ciclica sull'impianto dentale osteointegrato

Da ciò deriva che il massimo momento ruotante a livello dell'impianto può essere calcolato con la seguente formula:

$$M = 0,5 \cdot F \cdot l$$

dove F sta per forza applicata e  $l$  per distanza tra piano di ancoraggio dell'impianto e C (centro di carico).

Le dimensioni del dispositivo emisferico devono essere tali che  $l$  sia uguale a 11 mm.

Alla fine del test di carico si effettua una valutazione delle condizioni dell'impianto e di tutte le sue componenti al fine di individuare l'eventuale manifestarsi di complicanze tecniche. Una verifica del *torque* d'avvitamento per mezzo del *torque controller* e la individuazione di eventuali fratture della vite di serraggio del moncone sono state le procedure primarie. Questa seconda valutazione ci è stata consentita dall'utilizzo dello Skyscan, strumento con cui abbiamo sottoposto ogni campione, prima di essere testato e dopo, ad una microtomografia computerizzata a raggi X.

La microtomografia a raggi X (micro-CT) è una forma miniaturizzata di Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) convenzionale.

È una tecnica non distruttiva e fornisce le immagini tridimensionali (insieme di dati del volume) del coefficiente di attenuazione dei raggi X.

Con la micro-CT è quindi possibile ricostruire la struttura interna di un oggetto opaco senza che questo sia distrutto o preparato in alcun modo (non sono necessari tagli, coperture o trattamenti chimici del campione).

Qualunque microscopio, ottico o elettronico, fornisce visualizzazioni di immagini 2D e, in generale, a partire da queste non è possibile fornire una ricostruzione 3D dell'oggetto in esame.

Una sorgente di raggi X illumina l'oggetto in esame, che è posizionato su un supporto mobile. Il fascio incidente è collimato e molto sottile, in modo da illuminare una sezione stretta del campione. Il fascio incidente, a seguito dell'interazione della materia, subirà un'attenuazione della sua intensità. L'intensità della radiazione che emerge dal campione viene rilevata tramite un detector di alta risoluzione.

I dati raccolti vengono poi trasmessi ad un opportuno calcolatore.

L'oggetto viene poi ruotato a piccoli incrementi angolari per 180° e l'operazione viene ripetuta per ogni piccola rotazione.

Un programma del calcolatore analizza i dati registrati per produrre un'immagine 2D dei coefficienti di assorbimento.

L'immagine 3D è ottenuta per sovrapposizione di immagini 2D di sezioni adiacenti.

Solo con il sistema micro-CT ciò è possibile (anche con un'elevata risoluzione spaziale) (Figura 5).



**Figura 5. Immagine 3D dell'impianto A (sinistra) e B (destra) ottenute per mezzo del sistema microCT Skyscan 1072**

L'uso di un rivelatore CCD (Charge Coupled Device) permette la realizzazione di immagini con una risoluzione dell'ordine dei micron e limita al minimo il tempo di esame del campione.

Essa è stata utilizzata per le analisi 3D della microstruttura dei campioni. Con la micro-CT è possibile effettuare:

- analisi morfologiche (densitometria e misura della porosità);
- valutazione delle proprietà strutturali di un materiale (caratterizzazione dei materiali multifasici e quantificazione dei difetti del materiale quali cricche, difetti puntuali, difetti di linea);
- studio del comportamento dei materiali sotto sforzo (sviluppo e propagazione di cricche e scorrimento delle dislocazioni).

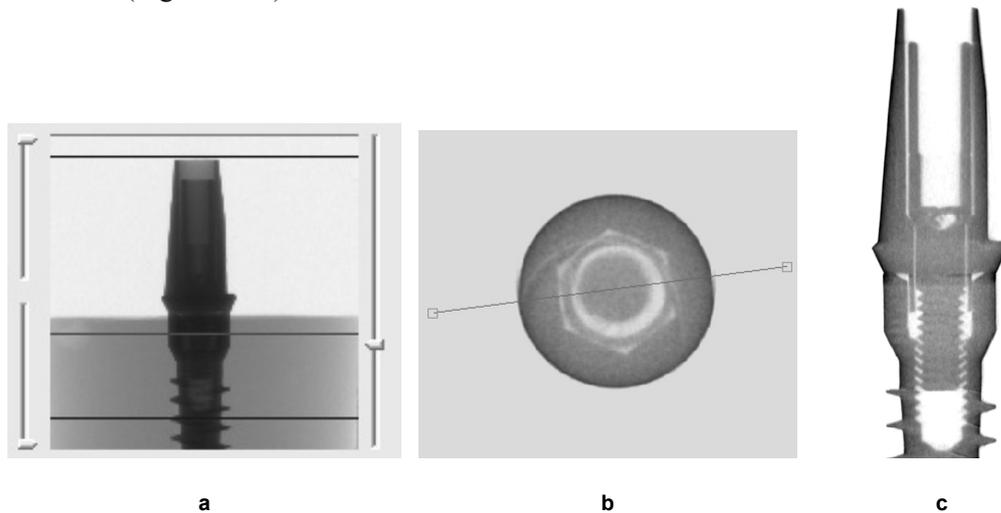
Ed è proprio quest'ultimo l'obiettivo che ci ha spinti ad utilizzare questo strumento nella nostra sperimentazione.

### 3.3. Risultati

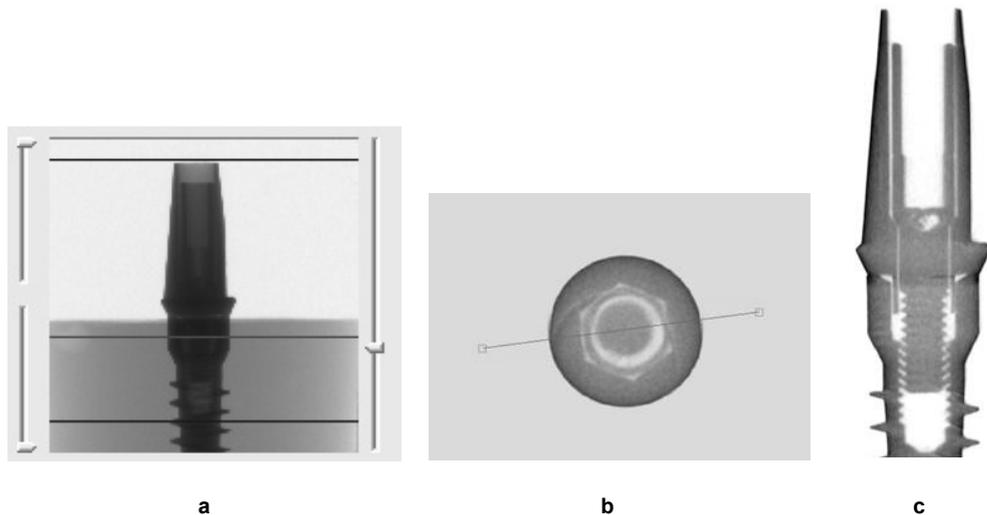
Tutti i campioni sottoposti alle prove a fatica, sia quelli del gruppo A, sia quelli del gruppo B, sono stati controllati, immediatamente dopo la conclusione del test meccanico, con una chiave dinamometrica e sono risultati tutti perfettamente connessi.

Dalle osservazioni microtomografiche effettuate prima e dopo le prove a fatica, i campioni sono risultati perfettamente integri nelle loro componenti.

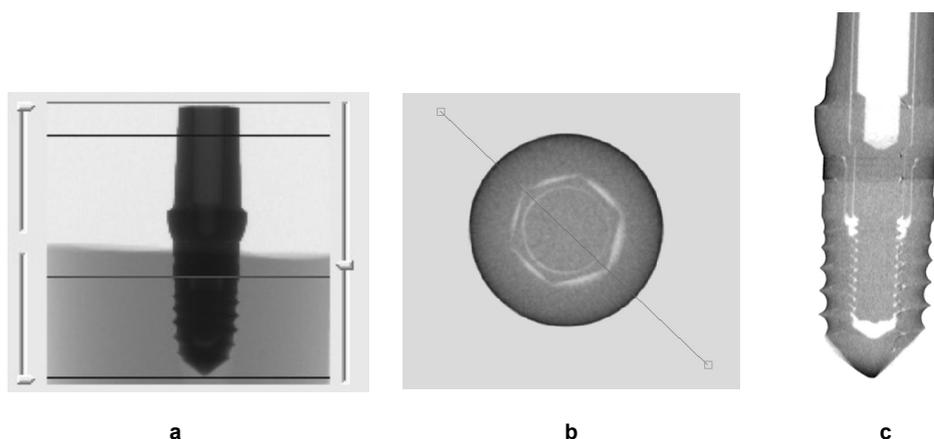
Non si osservano fenomeni di rottura o di innesco della stessa, sia nella *fixture*, sia nell'*abutment* (Figure 6-10).



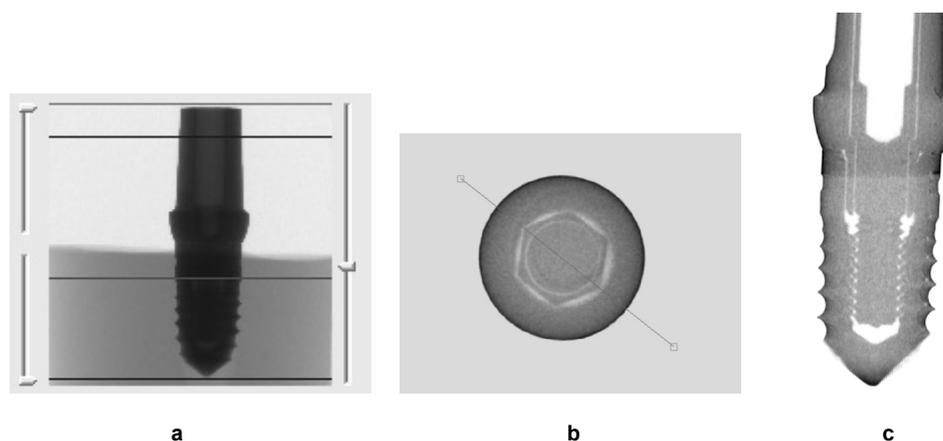
**Figura 6.** Immagine di acquisizione di un impianto del gruppo A (a);  
 slice di ricostruzione ortogonale prima delle prove a fatica in corrispondenza della riga centrale (b);  
 sezione longitudinale in corrispondenza della linea indicata in b (c)



**Figura 7.** Immagine di acquisizione di un impianto del gruppo A (a);  
 slice di ricostruzione ortogonale dopo le prove a fatica in corrispondenza della riga centrale (b);  
 sezione longitudinale in corrispondenza della linea indicata in b (c)



**Figura 8.** Immagine di acquisizione di un impianto del gruppo B (a);  
 slice di ricostruzione ortogonale prima delle prove a fatica in corrispondenza della riga centrale (b);  
 sezione longitudinale in corrispondenza della linea indicata in b (c)



**Figura 9.** Immagine di acquisizione di un impianto del gruppo B (a);  
 slice di ricostruzione ortogonale dopo le prove a fatica in corrispondenza della riga centrale (b);  
 sezione longitudinale in corrispondenza della linea indicata in b (c)

Non si osserva, alla comparazione delle ricostruzioni tridimensionali, alcuna alterazione delle viti, sia nel punto sottostante la testa, sia nella filettatura (Tabella 2) (Figura 10).

**Tabella 1: Risultati sullo stato della connessione *fixture-abutment* dopo le prove a fatica**

N. impianti osteointegrati esaminati	Sistemi implantari	Mobilità connessione	Affaticamento della vite	Fratture
5	A	0	assente	assente
5	B	0	assente	assente

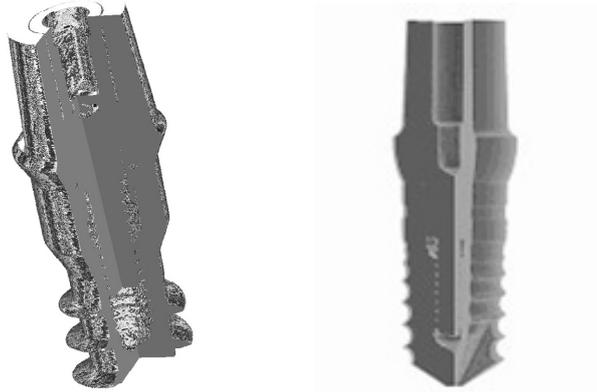


Figura 10. Immagine 3D sezionata dell'impianto A (sinistra) e dell'impianto B (destra)

### 3.4. Discussione

Pur considerando le limitazioni del test a fatica *in vitro*, a cui sono stati soggetti i campioni esaminati in questa sperimentazione, le connessioni e le interfacce *fixture-abutment* si sono mostrate prive di qualsiasi alterazione e/o di eventuale allentamento (svitamento).

I sistemi implantari esaminati e sottoposti alle prove di simulazione di utilizzo nel cavo orale, per diversi anni, non hanno mostrato microscopicamente nessun tipo di svitamento alla valutazione con la chiave dinamometrica.

Per un'indagine più approfondita delle prestazioni tecniche dei sistemi implantari sono state effettuate osservazioni microtomografiche, prima e dopo le prove di fatica, per poter valutare a livello microscopico eventuali differenze nel posizionamento relativo della *fixture* rispetto all'*abutment*. Inoltre è stato possibile valutare la presenza di eventuali danneggiamenti delle parti componenti e/o l'eventuale innesco di rotture, quali *microcrack*, fessurazioni o microdanneggiamenti provocati da micro fratture dei materiali costituenti.

Una volta sovrapposte, le ricostruzioni microtomografiche 3D delle immagini dei campioni dei sistemi implantari, ottenute prima e dopo l'esecuzione delle prove di fatica, non hanno evidenziato alcuna differenza, dimostrando la validità e l'affiabilità dei sistemi di connessione esaminati durante questa sperimentazione.

Il protocollo di prova e di analisi 3D utilizzato in questa sperimentazione è sicuramente innovativo e di non semplice e comune utilizzo, in quanto la strumentazione microCT 3D non è molto diffusa nel nostro paese, poiché anche notevolmente costosa.

Sicuramente per approfondire le ricerche di questa sperimentazione preliminare è necessario valutare i risultati ottenuti con i due gruppi esaminati in comparazione con altri tipi differenti di sistemi di connessione *fixture-abutment*.

In considerazione della possibilità di eseguire, sui campioni, nello stesso laboratorio, anche le prove meccaniche a fatica, si potrebbe ipotizzare un ulteriore aumento della simulazione degli anni di utilizzo, tramite l'inasprimento dei parametri di stimolazione, quali la frequenza, il carico ed anche principalmente la quantità del numero di cicli a cui sottoporre i campioni (50).

### 3.5. Conclusioni

Grandi progressi sono stati compiuti negli ultimi dieci anni nel campo della ricerca e della evoluzione tecnologica in implantologia. Tutto ciò ha portato, come abbiamo potuto notare dai riferimenti bibliografici adottati, ma anche dal nostro riscontro sperimentale qui riportato, a un drastico abbattimento dell'incidenza delle complicanze tecniche a carico delle riabilitazioni impianto-protetiche di monoedentule nei settori molari.

Questi continui ed evidenti miglioramenti però non ci devono far pensare che il problema sia completamente superato dal punto di vista della pratica clinica, dal momento che bastano delle situazioni anomale di sovraccarico o di parafunzioni a carico dell'impianto o ancora squilibri occlusali a ricordarci che le problematiche degli svitamenti e delle viti di connessione rappresentano ancora le più frequenti complicanze meccaniche a carico degli impianti (51, 52).

Ancora di più il problema è sentito a carico degli impianti a dente singolo dei settori posteriori che subiscono singolarmente gli ingenti carichi masticatori della regione molare senza poterli condividere con altri impianti, come accade nel caso di riabilitazioni complete fisse e mobili su impianti.

Appurati quali sono i meccanismi che inducono la vite ad allentarsi, si sono adottate e si continueranno ad adottare in futuro tutti i possibili espedienti tecnici per cercare di azzerare questo inconveniente.

Questo tipo di fenomeno si verifica quando:

- Il carico compressivo è così elevato che supera il precarico della vite di connessione, causando il disinnesto dei filetti di accoppiamento.
- Le forze applicate causano la deformazione plastica delle viti di serraggio.
- La vite si allenta per assestamento.
- Vi sono dei maladattamenti delle varie componenti amplificati dal carico o dalle discrepanze (*gap*) tra protesi e moncone.

Considerati tutti questi fattori e che la coppia di svitamento è espressa dalla formula:

$$C = k \cdot F \cdot d$$

dove  $k$  è una costante strettamente legata al coefficiente d'attrito,  $F$  il precarico e  $d$  il diametro della vite è evidente che i fattori su cui lavorare per ottenere sempre migliori risultati in tema di stabilità del pilastro avvitato sono il diametro della vite, il materiale di cui è fatta la vite, il disegno della connessione, il *torque* impresso alla vite stessa.

Alla luce del formula, a diametri maggiori della vite dovrebbe corrispondere una crescente stabilità dell'avvitamento, anche se su questo argomento non esistono ancora studi validi in letteratura.

Alcuni studi, invece, insistono riguardo il materiale di cui è costituita la vite (fattore a cui è strettamente legato il parametro  $K$ , che da solo può determinare una variazione del 70-80 % dei valori di *torque* di avvitamento); un altro studio (53) ha dimostrato come una vite di connessione impianto-pilastro in lega oro-titanio, avvitata allo stesso *torque* di un'altra vite in oro, accumuli un precarico nettamente maggiore rispetto a quella aurea, la quale, a sua volta, riceve un precarico superiore rispetto a una vite in titanio.

L'aumento del valore di precarico ovviamente porta alla riduzione del rischio di svitamento, come da formula sopra riportata.

Riguardo il disegno della connessione, abbiamo portato anche noi il nostro contributo sperimentale, che ha avvalorato la tesi ormai sposata da molti altri ricercatori secondo cui le

connessioni interne si espongono sempre meno al rischio di problematiche tecniche come frattura e allentamento della vite.

Alcuni studi, poi, hanno posto l'attenzione di conferire al *design* delle connessioni, interne o esterne che siano, disegni con innesti profondi, i quali assicurerebbero una maggiore tenuta della connessione al cospetto di incongrui carichi occlusali e una più alta resistenza ai momenti torcenti (44, 52).

L'aumento dei valori di *torque* in fase di avvitamento determina un aumento direttamente proporzionale della coppia di sbloccaggio.

Uno studio su tale argomento (50) dimostra come una connessione implantare avvitata a 16 N cm sottoposta ad un test meccanico di carico compressivo ciclico, mostrava micromovimenti praticamente doppi rispetto a quelli di connessioni avvitate a 32 N cm alla fine di ogni ciclo di carico. Le connessioni avvitate a 48 N cm, inoltre, presentavano micromovimenti ancora inferiori rispetto a quelle avvitate a 32 N cm.

Quindi per evitare l'allentamento delle viti di serraggio le strade da continuare a seguire sono:

- l'utilizzo di viti ad alta classe di resistenza in modo da ottenere elevati precarichi, sfruttando appieno l'attrito tra i filetti dell'impianto e la vite;
- la creazione di un accoppiamento meccanico sicuro e preciso;
- l'aumento del coefficiente di attrito, modificando la finitura superficiale della filettatura;
- l'utilizzo di un adesivo che elimini i movimenti laterali.

Non dimentichiamo, concludendo, che non esistono soltanto sistemi implantari con connessioni *fixture-abutment* avvitate, ma anche i con Morse sopra descritti che fondano la loro stabilità sulla frizione e l'attrito tra le superfici del pilastro e dell'impianto.

Esistono anche gli impianti monopezzo e infine i sistemi ad *abutment* cementato, sistemi che aggirano completamente il problema degli svitamento eliminando alla radice l'origine di tutto, cioè la filettatura.

## BIBLIOGRAFIA

1. Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/ failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(3):326-34.
2. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Bragger U, Hammerle CH, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(3):329-39.
3. Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(2):181-8.
4. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):702-11.
5. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-5.
6. Engquist B, Nilson H, Astrand P. Single-tooth replacement by osseointegrated Branemark implants. A retrospective study of 82 implants. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):238-45.
7. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszyk MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(3):372-8.
8. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-5.
9. Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):453-8.
10. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Feb;9(1):51-8.
11. Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints*. 3rd Edition. New York: Marcel Dekker Inc., 1995.
12. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw material and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):24-32.
13. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):26-33.
14. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.
15. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):360-70.
16. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(4):413-7.
17. Lang NP, Karring T (Ed.). *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology*. Berlin: Quintessence Publishing Co., Inc.; 1994.
18. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1988 Jan;59(1):59-63.

19. Warrer K, Buser D, Lang NP, Karring T. Plaque- induced peri-implantitis in the presence or absence of keratinized mucosa. An experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(3):131-8.
20. Jansen JA, de Wijn JR, Wolters-Lutgerhorst JM, van Mullem PJ. Ultrastructural study of epithelial cell attachment to implant materials. *J Dent Res* 1985;64(6):891-6.
21. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman S, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 1994;5(4):254-9.
22. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(1):9-16.
23. Lang NP, Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues. *Clin Oral Implants Res* 1994;5(4):191-201..
24. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res*. 1990 Dec;1(1):33-40.
25. Rutar A, Lang NP, Buser D, Burgin W, Mombelli A. Retrospective assessment of linical and microbiological factors affecting periimplant tissue conditions. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(3):189-95.
26. Kozlovsky A, Mozes O, Nemcovsky CE, Artzi Z. Differential diagnosis and treatment strategies for peri-implant diseases. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 2003;20(3):30-41.
27. Brex MC, Liechti T, Widmer J, Gehr P, Lang NP. Histological and clinical parameters of human gingiva following 3 weeks of chemical (chlorhexidine) or mechanical plaque control. *J Clin Periodontol*. 1989 Mar;16(3):150-5.
28. Lehmann B, Bragger U, Hammerle CH, Fourmouis I, Lang NP. Treatment of an early implant failure according to the principles of guided tissue regeneration (GTR). *Clin Oral Implants Res* 1992;3(1):42-8.
29. Persson LG, Ericsson I, Berglundh T, Lindhe J. Guided bone regeneration in the treatment of periimplantitis. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(4):366-72.
30. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surface of Branemark system implants components. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):90-5
31. Yanase RT. Implant prosthodontic and restorative complications--predictors, prevention, and management. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(5):766.
32. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl* 1985;28:63-9.
33. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001;72(9):1146-50.
34. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
35. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21(4):203-8.
36. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.
37. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(4):516-20.

38. Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. A comparison of 2 implants with different surface textures. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(4):235-42.
39. Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):675-80.
40. UNI 521. *Attacchi per utensili. Codoli e bussole a cono Morse e metrico*. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1980.
41. UNI ISO 296. *Macchine utensili. Coni autobloccanti per codoli*. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1995.
42. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
43. Norton MR. An in vitro evaluation of the strenght of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.
44. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78(6):582-91.
45. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):212-8.
46. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(3):157-64.
47. UNI 9763-2. *Impianti chirurgici. Prodotti metallici. Titanio non legato*. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1990.
48. ASTM F67-06. *Standard specification for unalloyed titanium, for surgical implant applications*. West Conshohocken, PA: American Society for Testing Materials; 2006.
49. ISO 14801:2003(E). *Dentistry – Fatigue test for endosseous dental implant*. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.
50. Gratton D, Aquilino S, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):47-52.
51. Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F, Piattelli A. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent* 2003;12(3):235-41.
52. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment join designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
53. Martin W, Woody R, Miller B, Miller AW. Impant abutment screw rotation and preloads for four different screws materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):24-32.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN  
deve essere preventivamente autorizzata.  
Le richieste possono essere inviate a: [pubblicazioni@iss.it](mailto:pubblicazioni@iss.it).*

*Stampato da Litografia Chicca di Fausto Chicca  
Via di Villa Braschi 143, 00019 Tivoli (Roma)*

*Roma, marzo 2007 (n. 1) 9° Suppl.*