

**ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ**

**Valutazione microtomografica  
dell'area di possibile contatto osseo  
di sei tipologie diverse di impianti dentali**

Rossella Bedini (a), Raffaella Pecci (a), Fabio Di Carlo (b),  
Alessandro Quaranta (b), Francesca Rizzo (b), Manlio Quaranta

*(a) Dipartimento di Tecnologie e Salute, Istituto Superiore di Sanità, Roma*

*(b) Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche,  
Università degli Studi "Sapienza", Roma*

ISSN 1123-3117

**Rapporti ISTISAN**

**08/32**

Istituto Superiore di Sanità

**Valutazione microtomografica dell'area di possibile contatto osseo di sei tipologie diverse di impianti dentali.**

Rossella Bedini, Raffaella Pecci, Fabio Di Carlo, Alessandro Quaranta, Francesca Rizzo, Manlio Quaranta  
2008, 39 p. Rapporti ISTISAN 08/32

Lo scopo di questo lavoro è stato la valutazione comparativa, tramite microtomografia computerizzata, della quantità di area potenzialmente disponibile all'osteointegrazione tra sei impianti dentali aventi differenti disegni implantari e dimensioni, come la lunghezza e il diametro, alcuni inferiori a quelle dei dispositivi comunemente utilizzati. La tecnica di microtomografia, tramite strumentazione Skyscan 1072, permette ricostruzioni 3D del campione e osservazioni strumentali senza nessun trattamento particolare del campione oppure alterazioni o danneggiamenti dello stesso. Dai risultati ottenuti emerge che gli impianti corti con specifico design possono essere considerati come valide alternative agli impianti standard in condizioni cliniche particolari. Tra i vari impianti corti disponibili in commercio, quelli con diametro maggiore e design delle spire quadrate potrebbero mostrarsi più indicati dal punto di vista biomeccanico.

*Parole chiave:* Design implantare, Microtomografia computerizzata, Superficie laterale di contatto osseo, Biomeccanica in implantoprotesi

Istituto Superiore di Sanità

**Microtomographic evaluation of the bone contact area of six different typologies of dental implants.**

Rossella Bedini, Raffaella Pecci, Fabio Di Carlo, Alessandro Quaranta, Francesca Rizzo, Manlio Quaranta  
2008, 39 p. Rapporti ISTISAN 08/32 (in Italian)

The aim of this work has been a comparative evaluation of bone implant contact surface by means of computerised microtomography, applying this technique among six different implants, each with its own design and dimension (as length and diameter) and some smaller than common used devices. Skyscan 1072 3D microtomography allows reconstructions and observations with no sample treatments or cutting. Obtained results show that short dental implants with a specific design can be considered as an affordable alternative of standard dental implants in particular clinical conditions. Furthermore, among various commercialized short dental implants, large diameter and square thread designed ones could be more suitable according to a biomechanical point of view.

*Key words:* Implant design, Computed microtomography, Lateral bone contact surface, Biomechanic in implant prosthesis

Per informazioni su questo documento scrivere 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, Pecci R, Di Carlo F, Quaranta A, Rizzo F, Quaranta M. *Valutazione microtomografica dell'area di possibile contatto osseo di sei tipologie diverse di impianti dentali*. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2008. (Rapporti ISTISAN 08/32).

---

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 2008

# INDICE

<b>Introduzione</b> .....	1
<b>1. Concetti generali di biomeccanica</b> .....	7
1.1. Biomeccanica in implantoprotesi.....	8
1.2. Biomeccanica dei sistemi implantari.....	17
1.3. Fallimenti e complicanze implanto-protesiche.....	22
<b>2. Analisi sperimentale</b> .....	30
2.1. Materiali e metodi .....	30
2.2. Risultati e discussione.....	33
2.3. Conclusioni .....	35
<b>Bibliografia</b> .....	36



## INTRODUZIONE

L'implantologia orale è quella branca dell'odontoiatria che si avvale di impianti osteointegrati utilizzati come supporto per una riabilitazione protesica fissa o rimovibile ed è ormai universalmente riconosciuta dalla comunità scientifica internazionale come una metodica clinica sicura e in grado di garantire risultati duraturi nella riabilitazione orale (1-5).

Gli impianti osteointegrati rappresentano, quindi, uno strumento spesso indispensabile nella preparazione del piano terapeutico di un paziente parzialmente edentulo in quanto permettono la sostituzione degli elementi mancanti senza il coinvolgimento della dentatura naturale residua.

All'inizio degli anni '60 il ricercatore svedese Per Ingvar Branemark introdusse il principio biologico dell'osteointegrazione definita come "contatto diretto tra impianto in titanio e osso vivente senza interposizione di tessuti molli (6) "a cui fa riferimento la moderna implantologia orale. Branemark affermava che per ottenere l'osteointegrazione bisognava utilizzare materiali biocompatibili, come il titanio che non provoca reazioni di rigetto; ridurre il trauma chirurgico e termico a carico del tessuto osseo riducendo così al minimo il gap tra impianto e osso; e sommergere gli impianti per ridurre al minimo il rischio di infezioni. In quel periodo però non esisteva una metodica efficace per ottenere delle sezioni intatte dell'interfaccia tra osso e metallo dell'impianto per cui Branemark non riuscì a convincere pienamente la comunità scientifica dei risultati ottenuti.

La conferma istologica del processo di osteointegrazione degli impianti in titanio venne dalle ricerche dello svizzero André Schroeder, che riuscì a dimostrare il reale contatto tra la superficie dell'impianto in titanio e il tessuto osseo circostante denominato da egli stesso "anchilosi funzionale". Gli impianti osteointegrati vennero accettati dalla comunità scientifica internazionale in occasione del Congresso Internazionale di Toronto in Canada nel 1982.

Nel 1986 Albrektsson *et al.* (7) definirono i criteri per valutare la percentuale di successo degli impianti nel tempo che vengono considerati tuttora validi. Essi affermavano che affinché un impianto potesse essere considerato affidabile doveva, dopo la rimozione della struttura protesica, risultare immobile; non evidenziare alcuna radiotrasparenza perimplantare; mostrare un riassorbimento osseo perimplantare inferiore a 0,2 mm per anno dopo il primo anno di carico protesico e non determinare sintomi persistenti e irreversibili quali dolore, infezioni o parestesie.

In questi ultimi trent'anni, l'attività di ricerca sull'implantologia orale è diventata sempre più intensa e all'obiettivo clinico iniziale rappresentato da una creazione di un ancoraggio osseo e dal ripristino della funzione masticatoria si è affiancata la ricerca di una vera restituito *ad integrum* con una maggiore attenzione all'estetica della riabilitazione impianto-protesica.

La perdita dei denti naturali è sempre stato un evento invalidante, sia per la funzione che per l'estetica della bocca; il ripristino prima dell'avvento dell'implantologia dentale era reso possibile solo per mezzo di protesi fissate ai denti contigui a quelli mancanti: un intervento demolitivo che ne prevedeva la limatura per accogliere le corone che avrebbero sorretto il dente mancante.

Quando numero e qualità dei denti naturali non era favorevole alla costruzione di protesi fisse, la sostituzione dei denti mancanti prevedeva, invece, l'applicazione di protesi mobili parziali o totali.

Tali apparecchi oggi vanno scomparendo grazie all'implantologia che ne ha permesso la stabile sostituzione anche nei casi di perdita completa ma anche per merito dei progressi fatti nel campo della prevenzione di carie dentarie e parodontopatie e del miglioramento delle tecniche odontoiatriche e di una maggiore diffusione delle informazioni sulla salute affiancate da una

buona igiene orale domiciliare e da sedute di igiene professionale sempre più frequenti che hanno ridotto la perdita di elementi dentali e hanno fatto sì che il numero di pazienti affetti da edentulia totale sia in netta diminuzione.

Le prime indicazioni terapeutiche per la sostituzione di un singolo dente con un impianto riguardano gli esiti di traumi o la mancanza congenita di un dente in quanto la scelta implanto-protetica permette di mantenere integri i denti adiacenti, soprattutto in soggetti giovani ed è considerata un'indicazione assoluta quando i denti contigui non sono sufficientemente affidabili per una ricostruzione tradizionale. Questa tecnica è ben accettata dal paziente ben consapevole che il trattamento protesico tradizionale necessita nel tempo di reinterventi che possono portare alla perdita di vitalità dei denti contigui coinvolti o addirittura all'estrazione. Inoltre, la corretta gestione dei tessuti molli permette di applicare monoimpianti anche in zone in cui la richiesta estetica è maggiore, come ad esempio nei settori anteriori senza modificare l'estetica del paziente.

Anche nel caso di più elementi mancanti la scelta implanto-protetica può essere di elezione quando si vogliono mantenere integri i denti adiacenti o nel caso in cui questi non sono abbastanza affidabili.

L'impianto dentale inoltre riproduce quello stimolo funzionale tipico della radice naturale sull'osso, che gli permette di mantenere nel tempo forma e anatomia, evitando perciò il processo di riassorbimento che consegue alla perdita dei denti e che è ancora più marcato sotto la pressione delle protesi mobili.

Nelle edentulie totali la scelta della terapia implanto-protetica rappresenta una valida alternativa alla protesi tradizionale. Il trattamento implantare, nelle sue varietà di protesi fissa, protesi Toronto, protesi sovrapposta e *overdenture* su due o più impianti, evita al paziente il disagio psicologico della protesi totale, risolve i problemi di stabilità e ritenzione della protesi mobile e tratta in modo soddisfacente i pazienti che soffrono di problemi di iperflessia e iperestesia da compressione. La riabilitazione implanto-protetica è maggiormente indicata per la riabilitazione dell'arcata inferiore, dove è quasi sempre possibile realizzare tale terapia senza l'ausilio di tecniche chirurgiche per l'incremento del volume osseo, sfruttando il settore interforaminale.

In sintesi, i vantaggi dell'implantologia dentale sono quindi:

1. Sostituzione del dente o dei denti mancanti in modo funzionale, estetico, duraturo nel tempo e predicibile nel successo.
2. Conservazione dell'integrità dei denti naturali vicini ai denti mancanti che non vengono coinvolti nella protesi.
3. Ricostruzione e conservazione dell'anatomia di osso e gengive delle aree edentule.

Le controindicazioni al trattamento implantare possono riguardare il paziente nella sua totalità e sono fattori di rischio assoluti e relativi oppure possono riguardare il solo cavo orale.

Viene considerata una controindicazione locale relativa una quantità di osso insufficiente nella sede in cui si deve inserire l'impianto, in quanto nel momento in cui viene risolto o migliorato il problema che controindica il trattamento implantare è possibile inserire l'impianto. Per inserire correttamente un impianto, infatti, è necessario disporre di un adeguato spazio mesio-distale, di un'adeguata quantità ossea, di un'accettabile qualità ossea e di una congrua distanza interocclusale.

Quindi, disporre di un'adeguata quantità ossea è di fondamentale importanza per ottenere il successo nel trattamento implantare. La prima esigenza è quella di valutare e classificare la quantità di osso disponibile.

Lekholm e Zarb nel 1985 (come riportato in Friberg *et al.*) (8) proposero una classificazione della cresta residua per l'inserimento degli impianti. Questa classificazione distingue 5 fasi (A-E) del riassorbimento della cresta e va da un minimo riassorbimento ad un riassorbimento estremo, nella seguente maniera:

1. La maggior parte della cresta alveolare è presente.
2. Si è verificato un assorbimento moderato della cresta residua.
3. Si è verificato un riassorbimento avanzato della cresta residua e rimane solo l'osso basale.
4. È iniziato il riassorbimento dell'osso basale.
5. Ha avuto luogo un estremo riassorbimento dell'osso basale.

Cawood e Howell nel 1988 (9) classificarono l'atrofia mandibolare seguendo un'analisi tridimensionale dell'anatomia; questa classificazione è attualmente la più utilizzata. Essi hanno dimostrato che l'osso basale, in seguito alla perdita degli elementi dentari, non cambia in modo sostanziale la propria morfologia se non quando è sottoposto a stimoli irritativi cronici e che il processo alveolare si riassorbe secondo schemi abbastanza costanti e specifici a seconda della sede che viene interessata. Nel mascellare superiore il processo di riassorbimento è ad andamento prevalentemente orizzontale e centripeto, con precoce riassorbimento della corticale vestibolare e conservazione della corticale palatale, sia nel settore posteriore che anteriore. Nella mandibola il modello di riassorbimento è differente a seconda che si prenda in esame il settore anteriore o i settori latero-posteriori; infatti, nella regione interforaminale il riassorbimento è per lo più di tipo orizzontale centripeto con conservazione della corticale linguale, mentre nei settori posteriori il riassorbimento avviene prevalentemente in senso verticale.

Sulla base delle osservazioni fatte, Cawood e Howell hanno suddiviso i quadri di atrofia in sei classi, le prime cinque si riferiscono sia alla mandibola che alla mascella, la sesta si può riscontrare solo a livello della mandibola:

1. CLASSE 1: dentatura presente.
2. CLASSE 2: cresta alveolare postestrattiva immediata.
3. CLASSE 3: cresta alveolare postestrattiva tardiva con riossificazione dell'alveolo postestrattivo e processo alveolare arrotondato ma adeguato in altezza e spessore.
4. CLASSE 4: cresta con altezza adeguata ma spessore insufficiente, definita "a lama di coltello".
5. CLASSE 5: cresta piatta, inadeguata sia in altezza che in spessore.
6. CLASSE 6: (solo per la mandibola) cresta depressa, con atrofia dello stesso osso basale.

Un'altra importante considerazione da fare è che impianti inseriti in un osso di scarsa qualità possono presentare una ridotta stabilità iniziale che può determinare un'inadeguata integrazione durante le fasi iniziali di guarigione (10).

Molti studi hanno associato una maggiore percentuale di fallimenti implantari in condizioni di qualità ossea sfavorevole; è pertanto necessario valutare attentamente la qualità ossea prima dell'inserimento degli impianti per identificare i siti o i pazienti potenzialmente a rischio e ottimizzare la stabilità impiantare iniziale e il tempo di guarigione. La qualità ossea può essere indagata attraverso l'analisi delle radiografie (radiografie endorali periapicali, ortopantomografie, teleradiografie latero-laterali e tomografie computerizzate), meglio se digitali per via della possibilità di valutare tramite il computer la densità ossea oppure attraverso

l'utilizzo di tecniche particolari quali la misurazione della densità minerale ossea (*Bone Mineral Density*, BMD), la Risonanza Magnetica Nucleare (RMN) o l'uso delle biopsie ossee.

Fra le varie classificazioni della qualità implantare proposte, la più utilizzata clinicamente è quella di Lekholm e Zarb (8), che si divide in 4 categorie, in base alla presenza relativa di osso corticale e midollare:

- TIPO 1: quasi l'intero mascellare è composto di osso compatto omogeneo.
- TIPO 2: uno spesso strato di osso compatto riveste una parte interna di osso trabecolare denso.
- TIPO 3: un sottile strato di osso compatto riveste una parte interna di osso trasecolare denso.
- TIPO 4: un sottile strato di osso compatto riveste una parte interna di osso trasecolare di bassa densità.

Per programmare correttamente la lunghezza e il diametro dell'impianto da inserire bisogna tener conto che la spalla dell'impianto deve essere posizionata 1-2 mm apicalmente alla giunzione smalto-cemento dei denti adiacenti (in denti senza perdita di supporto paradontale), che la distanza che essa deve avere dal canale mandibolare o dal foro mentoniero è di 2 mm, e che la distanza minima tra le superfici approssimali di due impianti dovrebbe essere di 2-3 mm, mentre quella tra impianti e denti naturali non dovrebbe essere inferiore a 1,5 mm. Distanze inferiori a queste determinano difficoltà nell'adattamento delle componenti protesiche, una maggiore difficoltà a eseguire le comuni manovre di igiene orale, mancanza di spazio per ospitare la papilla e un maggiore rischio di riassorbimento osseo perimplantare (11). Quindi, nell'eventualità di un riassorbimento verticale accentuato è imperativo richiedere una tomografia assiale computerizzata che permette di localizzare con precisione queste strutture così importanti.

La larghezza e il profilo della cresta edentula possono essere valutati approssimativamente con l'esame clinico e la palpazione. Un'altra metodica per valutare lo spessore della cresta consiste nell'utilizzo di calibri millimetrati da utilizzare dopo l'infiltrazione di una piccola dose di anestetico. In caso di dubbio è buona norma affidarsi a una Tomografia Computerizzata (TC).

Nel settore posteriore della mandibola in caso di monoedentule o edentule intercalate, in presenza di una scarsa atrofia sia verticale che trasversale può essere sufficiente anche una radiografia panoramica o una endorale.

La scelta della lunghezza dell'impianto si esegue solitamente sovrapponendo alle radiografie i lucidi trasparenti con il profilo degli impianti di diversa lunghezza: esistono lucidi (solitamente forniti dai produttori di impianti) che tengono conto dei diversi gradi di distorsioni presenti nelle radiografie (es. le radiografie panoramiche presentano una distorsione variabile dal 10 al 25%) (12).

Per la riabilitazione implanto-protesica sia dei settori anteriori che posteriori esiste il problema della congruità fra diametro del dente da sostituire e diametro dell'impianto. Infatti, è noto che la sostituzione dell'incisivo laterale superiore e degli incisivi inferiori necessita per lo più di impianti a diametro ridotto (3-3,5 mm), mentre per la sostituzione di un molare spesso è possibile che sia necessario il ricorso a impianti di diametro maggiore (5-6 mm), in modo tale da evitare un eccessivo sovracontorno della corona protesica oppure la presenza di uno spazio interprossimale esagerato spesso causa di ritenzione di residui alimentari. I diametri implantari tradizionali in genere (3,5-4 mm) si prestano molto bene per la sostituzione degli altri singoli denti mancanti, tipicamente i premolari.

Per quanto riguarda la scelta della lunghezza degli impianti è indispensabile la corretta diagnosi preliminare con l'ausilio delle indagini radiologiche. Sono in genere preferibili, se le condizioni anatomiche lo permettono, impianti di lunghezza uguale o superiore a 8,5 mm. In



particolare per quanto riguarda le lunghezze degli impianti, è da notare che nella sostituzione del canino esiste un alto rischio di futuro sovraccarico oclusale e questo è il motivo per cui è preferibile utilizzare impianti più lunghi. Nel caso invece di sostituzione di un molare superiore la lunghezza dell'impianto è frequentemente condizionata dal seno mascellare. Nella sostituzione di un molare inferiore la lunghezza dell'impianto è condizionata dal canale mandibolare. In questo caso può essere tollerata una lunghezza dell'impianto di 8,5 mm o inferiore.

Una notevole atrofia ossea più frequente e precoce nella zona distale di entrambi i mascellari può rendere difficile l'implantologia tradizionale. Inoltre, il rifiuto di tecniche di *bone augmentation* o controindicazioni alle stesse potrebbero obbligare i pazienti a tipologie protesiche di seconda scelta, quali protesi con *cantilever*, protesi combinata o protesi parziale rimovibile. Un'alternativa a tali tecniche è quella di posizionare impianti osteointegrati di lunghezza ridotta nei settori posteriori della mascella e della mandibola. In letteratura non vi è ancora una definizione unanime di impianto corto: alcuni autori considerano corti impianti di lunghezza compresa tra 7 e 10 mm (13, 14); altri invece fanno riferimento nella classificazione degli impianti corti a Schwarz-Arad e Dolev (15) che hanno indicato in 10 mm la lunghezza minima degli impianti "convenzionali".

Molti autori hanno valutato l'effetto biomeccanico delle variazioni della lunghezza implantare. Lum (16) asseriva, già nel 1991, che l'uso di impianti più lunghi per fornire una superficie più ampia per la distribuzione degli stress potrebbe non essere necessariamente appropriata o vantaggiosa. Anche Misch (17) sostiene che la maggior parte degli stress funzionali agenti su un impianto osteointegrato, è concentrata a livello delle prime spire in corrispondenza dell'osso corticale crestale, quindi, a suo parere la lunghezza degli impianti potrebbe non essere un fattore di primaria importanza nella distribuzione dei carichi protesici, anzi, l'utilizzo di impianti corti permetterebbe di ottenere alcuni vantaggi impossibili da ritrovare nell'implantologia convenzionale.

Gli *short implant* vengono utilizzati frequentemente nella sostituzione degli elementi mancanti dei settori posteriori, visto che questi siti sono più frequentemente soggetti a un grado di atrofia rispetto ai settori anteriori oppure come supporto nella riabilitazione con protesi mobile. La protesi mobile impianto-supportata viene considerata una valida alternativa alla protesi tradizionale in quanto, evita al paziente il disagio psicologico della protesi totale, risolve i problemi di stabilità e ritenzione e tratta in modo soddisfacente i pazienti che soffrono di problemi relativi all'iperreflessia e all'iperestesia da compressione. In genere la riabilitazione impianto-protesica si dimostra maggiormente indicata e richiesta per la riabilitazione dell'arcata inferiore, dove è quasi sempre possibile realizzare tale terapia senza l'ausilio di tecniche chirurgiche per l'incremento del volume osseo, sfruttando maggiormente il settore interforaminale (*overdenture*).

Misch afferma che gli *short implant* hanno il vantaggio di poter essere posizionati nella zona posteriore di entrambi i mascellari senza la necessità di effettuare procedure chirurgiche atte ad incrementare la cresta alveolare residua in senso verticale. Ciò implica una riduzione generale della complessità dell'intervento, aumentando la facilità nella preparazione del sito implantare; una minore possibilità di perforazione del pavimento del seno mascellare e di paresi mandibolare; un ridotto utilizzo dello strumentario chirurgico e una minore durata dell'intervento. Inoltre la ridotta lunghezza delle frese utilizzate per la preparazione del sito implantare determina un minore rischio di surriscaldamento dell'osso durante la preparazione del sito chirurgico.

Misch ha riscontrato però, nell'utilizzo degli *short implant* tre fattori di rischio che possono portare una maggiore incidenza di insuccessi. La maggiore possibilità che ci sia un fallimento in seguito all'utilizzo di tali impianti è dovuta al rapporto corona-impianto sfavorevole, alla

mancata capacità di sopportare carichi masticatori di notevole entità a cui vengono sottoposti (soprattutto nei settori posteriori), e alla densità ossea ridotta che si riscontra nelle zone latero-posteriori (questo spiega la maggiore possibilità di fallimento degli impianti corti posteriori, visto che la densità ossea posteriore dopo la perdita di un dente è minore rispetto alla densità ossea che si riscontra nei settori anteriori). La soluzione che egli propone per compensare a queste eventuali problematiche che si possono presentare è di ridurre lo stress nell'interfaccia dell'impianto eliminando i contatti laterali nell'escursione mandibolare ed eliminando i cantilevers, e aumentando il numero degli impianti e splintandoli tra di loro, aumentando così l'area funzionale.

Inoltre, secondo Cochran *et al.* (18) una superficie implantare ruvida può compensare per la minore lunghezza della *fixture*, infatti, la necessità di impianti lunghi è legata alla natura dell'osteointegrazione e dell'interfaccia osso-impianto, dovute principalmente all'ampiezza della superficie di contatto dell'impianto con l'osso. Con le nuove superfici che sviluppano un ancoraggio tridimensionale conseguente alla crescita ossea si prospetta la possibilità di usare impianti di lunghezza pari o inferiore a 7 mm.

Buser *et al.* (19) invece, ha stabilito che gli impianti con superficie liscia e con superficie sabbiata a bassa ruvidità presentano la più bassa percentuale media di contatto (20-25%), gli impianti con superficie in titanio plasma-spray e con superficie sabbiata ad alta ruvidità presentano una percentuale di contatto intermedia (30-40%) mentre gli impianti con superficie sabbiata e successivamente mordenzata (*Sandblasted Large Acid etching*, SLA) e gli impianti ricoperti di idrossiapatite presentano le percentuali maggiori di contatto (rispettivamente 50-60% e 60-70%).

# 1. CONCETTI GENERALI DI BIOMECCANICA

Il successo clinico e la longevità degli impianti endossei, nella loro funzione di “monconi portatori di carico”, dipende dai fattori meccanici che ne sovrintendono la funzione (20).

Dopo aver ottenuto una stabilità primaria, un’adeguata situazione ossea crestaie, un’adeguata situazione gengivale, gli stress meccanici sono la causa principale della perdita di osso iniziale attorno agli impianti (21-25).

Dopo la fase chirurgica e la riabilitazione protesica gli stress e i carichi nocivi applicati agli impianti e ai tessuti circostanti derivano essenzialmente dai contatti occlusali.

Le complicanze, riportate negli studi di follow-up, sottolineano come l’occlusione sia uno dei fattori fondamentali per determinare il successo o il fallimento di un impianto.

La scelta di uno schema occlusale per le protesi supportate da impianti è ampia e spesso controversa. La maggior parte dei concetti sono ricavati dai denti naturali e vengono applicati ai sistemi implantari, senza quasi subire modificazioni.

Il protesista ha responsabilità specifiche nel ridurre al minimo i sovraccarichi all’interfaccia osso-impianto.

Per fare ciò è necessaria una corretta diagnosi che conduca a un piano di trattamento che fornisca un adeguato supporto, basato su: fattori di forze individuali del paziente; la costruzione di una protesi passiva di forma e ritenzione adeguate; l’applicazione di un carico progressivo per migliorare la quantità e la densità dell’osso adiacente, e quindi, ridurre ulteriormente il rischio di stress oltre i limiti fisiologici.

L’elemento finale è lo sviluppo di uno schema occlusale che minimizzi i fattori di rischio e consenta alla protesi di funzionare in armonia con il resto dell’apparato stomatognatico.

Ancora troppo spesso l’unico criterio di successo degli impianti dentali è ritenuto essere l’osseointegrazione, trascurando il fatto che l’inserimento di una *fixture* è finalizzato alla sua protesizzazione.

Bisogna controllare la posizione degli impianti e la loro angolazione, la quantità e la qualità dei tessuti perimplantari, la profondità del solco, la superficie occlusale, il carico occlusale, i materiali protesici utilizzati e il risultato estetico.

Inoltre i pazienti sono più disponibili ad accettare un fallimento nella fase chirurgica dell’implantologia piuttosto che un fallimento cosiddetto protesico che avviene dopo mesi dall’inserimento e funzionalizzazione dell’impianto.

Insuccessi dovuti ad occlusioni errate o a carichi non assiali sono difficilmente accettati dai pazienti che per mesi hanno portato restaurazioni protesiche su impianti.

La gestione del paziente è quindi più problematica e difficoltosa per il protesista piuttosto che per il chirurgo.

Gli impianti dentali quando vengono messi in funzione, sono soggetti ai carichi occlusali.

Tali carichi possono variare significativamente in direzione, grandezza, frequenza, durata e in relazione alle eventuali parafunzioni del paziente e possono determinare delle modificazioni all’interno del sistema implantoprotetico tali da portare al fallimento dell’impianto.(24)

Ci sono così tante variabili che influenzano il trattamento con impianti che diventa quasi impossibile paragonare una filosofia di trattamento con un’altra.

I risultati di due differenti trattamenti implantoprotetici portano a breve termine a risultati identici mentre per effettuare un trattamento che comporti meno rischi a lungo termine è necessario un approccio biomeccanico (27).

In implantopotesi si usano spesso concetti fisici come forza o massa dando ad essi un significato più ampio rispetto a quello che i fisici danno a tali termini.

Da un punto di vista puramente meccanico il concetto primitivo di forza è insito nello sforzo muscolare che si compie ogni volta che vogliamo spingere, tirare, impedire il moto o deformare un corpo.

In generale una forza applicata ad un corpo, libero di muoversi, lo mette in movimento e la forza produce quindi effetti dinamici, mentre se il corpo al quale è applicata la forza non è libero di muoversi ma è vincolato, la forza produce una deformazione sia del corpo che del vincolo.

Un impianto osteointegrato costituisce un esempio di sistema vincolato in cui l'osso è il vincolo che impedisce i movimenti che tenderebbero a far muovere l'impianto nell'osso (28).

In realtà è dimostrato che in un sistema implantoprotesico sottoposto a carico masticatorio l'impianto e l'osso subiscono una deformazione; dunque le forze possono produrre sia effetti dinamici che effetti statici (29).

Dobbiamo quindi innanzitutto introdurre i concetti di massa, forza e peso.

La massa è il grado di attrazione gravitazionale a cui è soggetto un corpo.

Il concetto di massa sfugge ad ogni definizione che non sia quella costituita dal complesso delle convenzioni stabilite per la sua misurazione attraverso la seconda legge della dinamica:

$$F = m a$$

dove  $F$  = forza (newton),  $m$  = massa (chilogrammi, kg) e  $a$  = accelerazione ( $m/s^2$  ed è una costante gravitazionale ( $a = 9,8 m/s^2$ ) approssimativamente la stessa in ogni angolo della terra).

Il peso e la forza quindi possono essere espressi dalla stessa unità, newton (N) o forza libbra (lbf).

L'effetto statico delle forze è una deformazione nel senso che se applichiamo ad un corpo una o più forze, esso si deforma e le distanze iniziali fra gli elementi strutturali del corpo tendono a mutare.

A seconda delle modalità e della direzione delle forze agenti, le azioni meccaniche che provocano le deformazioni vengono chiamate trazione, compressione, flessione, torsione e taglio.

Modulo, direzione e verso descrivono esattamente una forza ma trascurano l'effetto della stessa rispetto al punto del corpo in cui viene applicata tale forza.

Il momento esprime l'effetto di una forza su di un corpo al variare del suo punto di applicazione.

Il momento di una forza è definito come un vettore la cui grandezza è data dal prodotto dell'intensità della forza per la distanza perpendicolare (braccio del momento) dal punto di applicazione alla linea di azione della forza.

Il carico causato dal momento, provoca stress di torsione particolarmente nocivi alle componenti dell'impianto.

I momenti di *torque* o di curvatura che gravano sugli impianti possono causare il riassorbimento osseo, l'allentamento di viti protesiche e/o la frattura delle componenti implantoprotesiche (30-36).

## 1.1. Biomeccanica in implantoprotesi

Le forze che agiscono sugli impianti dentari vengono descritte come vettori cioè, esse possiedono grandezza, direzione e verso.

Una forza applicata ad un impianto dentale è raramente diretta assolutamente in direzione longitudinale lungo un singolo asse. Un contatto oclusale singolo è dato più comunemente da una forza oclusale tridimensionale (31).

Infatti, esistono in implantoprotesi tre assi clinici di carico dominanti: mesiodistale, vestibololinguale e occlusoapicale appartenenti a tre diversi piani (orizzontale, sagittale, frontale) e la determinante primaria nello stabilire la direzione del carico è data dai carichi occlusali: masticatori e parafunzionali.

Ciascun contatto occlusale su un restauro implantare dovrebbe essere scomposto dall'operatore nelle sue parti componenti.

Consideriamo l'esempio di un impianto dentale soggetto a precontatto durante l'occlusione: esso è soggetto allo sviluppo di componenti di forza trasversali potenzialmente dannose.

Anche i monconi angolati sono soggetti allo sviluppo di pericolose componenti di forza trasversali sotto carichi occlusali nella direzione del moncone angolato: i monconi angolati sono utilizzati per migliorare l'estetica o la via di inserimento di una protesi, non per determinare la direzione del carico.

Gli impianti dovrebbero essere posizionati chirurgicamente in modo tale da facilitare l'applicazione di un carico meccanico lungo l'asse longitudinale del corpo implantare, per la massima estensione possibile (32).

Le forze che si vengono a determinare durante il carico occlusale possono essere compressive, tensili e divergenti (da usura o tangenziali: si tratta di forze dirette contemporaneamente in diverse direzioni) a seconda della direzione del carico rispetto all'asse dell'impianto.

La direzione del carico ha grande influenza nell'osso crestale in quanto i carichi diretti lungo l'asse dell'impianto determinano forze compressive mentre i carichi tangenziali determinano forze compressive controlaterali al carico e forze tangenziali omolaterali al carico (33).

Ad ogni forza corrisponde una deformazione del corpo sottoposto al carico per cui le forze compressive tendono a spingere le masse l'una contro l'altra, le forze tensili portano gli oggetti lateralmente e tendono ad allungarli mentre le forze divergenti causano fenomeni di scivolamento.

Le forze compressive tendono a mantenere l'integrità dell'interfaccia osso-impianto, mentre le altre tendono a staccare o disturbare tale interfaccia (34).

Il modo in cui una forza si distribuisce su una superficie si definisce stress meccanico ed è definito dalla relazione:

$$\sigma = F/A$$

dove  $\sigma$  = stress (psi; Pa), F = forza (newton; lbf), A = area (pollici quadrati; metri quadrati).

Le componenti dello stress sono definite come normali (perpendicolari alla superficie e sono indicati con il simbolo  $\sigma$ ) e divergenti o da usura (paralleli alla superficie e sono indicati con il simbolo  $\tau$ ).

Su ciascun piano esiste quindi uno stress normale e due stress divergenti mentre ogni elemento tridimensionale può avere il suo stato di stress descritto da tre componenti di stress normali e tre componenti di stress da usura.

Quando l'elemento stress si posiziona secondo una configurazione geometrica in cui tutte le componenti dello stress da usura sono pari a zero si dice che il sistema è biomeccanicamente bilanciato.

Quali sono gli stress massimi ai quali un impianto e i circostanti tessuti interfacciali possono essere sottoposti?

Per rispondere a questa domanda si deve stabilire una relazione fra la forza, lo stress sull'impianto e sui tessuti circostanti e la deformazione e la tensione che si realizza attraverso il sistema.

Un carico applicato su un impianto può indurre deformazione sia dell'impianto che dei tessuti circostanti se la direzione degli stress non è diretta lungo l'asse lungo degli impianti (35).

I tessuti biologici sono in grado di interpretare una deformazione o una manifestazione ad essa connessa e rispondere con l'inizio di un'attività di rimodellamento.

Più il modulo di elasticità dell'impianto si avvicina a quello dei tessuti biologici vicini e minore è la possibilità di movimento all'interfaccia tessuto-impianto.

Si deve stabilire una relazione fra la forza applicata (e lo stress) che viene imposta sull'impianto e sui tessuti circostanti e la deformazione conseguente (e la tensione) che si realizza attraverso il sistema. La legge di Hooke esprime la relazione fra lo stress e la tensione; nella sua forma più semplice viene matematicamente descritta come:

$$\sigma = E \varepsilon$$

mentre per gli stress divergenti e per le tensioni divergenti, dove la costante di proporzionalità non è il modulo di elasticità ma è il modulo di rigidità (G) è espressa dalla relazione:

$$\tau = G \gamma$$

dove  $\tau$  = stress divergente (Pa; psi), G = modulo di rigidità (Pa; psi) e  $\gamma$  = tensione divergente (senza misura).

Quindi lo stress è direttamente proporzionale alla tensione.

Lo stress che si sviluppa in un sistema implantare e nei circostanti tessuti biologici può avere un'influenza significativa sulla longevità a lungo termine degli impianti e l'obiettivo del piano di trattamento dovrebbe essere di minimizzare ed eventualmente distribuire lo stress meccanico all'interno dell'impianto e nell'osso contiguo (37, 38).

Quando due corpi si urtano in un piccolo intervallo di tempo (carico d'impatto), si realizza una deformazione nella protesi, nell'impianto, e/o nei tessuti interfacciali contigui.

La rigidità relativa delle componenti del sistema implantare controlla la risposta del sistema ai carichi di impatto.

Maggiori sono i carichi di impatto, maggiore è il rischio di fallimento dell'impianto e della protesi.

E dunque importante comprendere i meccanismi di distribuzione delle forze per evitare complicanze.

La risultante di una forza su un punto tende a produrre movimenti di rotazione o di piegamento attorno a quel punto. Questa risultante di carico viene anche definita come *torque* o carico torsionale e può essere piuttosto distruttiva nei confronti del sistema implantare.

Le tre coordinate cliniche precedentemente descritte (asse occluso-apicale, vestibolo-linguale, e mesio-distale) possono dar luogo a un totale di 6 movimenti di micro-rotazione (6 risultanti) con conseguente stress alla cresta alveolare e all'interfaccia impianto-osso e inevitabile perdita di osso.

La magnitudo dello stress e la direzione dello stesso influenzano la risposta del sistema implantoprotesico al carico.

Per quanto riguarda la magnitudo dello stress essa dipende da due variabili: l'ampiezza della forza e l'area sezionale in cui la forza si dissipa mentre per quanto riguarda la direzione dello stress i carichi diretti lungo l'asse longitudinale dell'impianto determinano forze compressive mentre i carichi tangenziali determinano forze compressive controlaterali e forze tensili omolaterali alla direzione del carico.

L'ampiezza della forza si può diminuire agendo sui cosiddetti amplificatori di forza: lunghezza degli sbalzi, carichi laterali, altezza delle corone, la scelta di materiali occlusali che riducano le forze di impatto, protesi che possano essere rimosse di notte invece di protesi fisse e l'uso di dispositivi per diminuire le parafunzioni notturne.

L'area o sezione funzionale è definita come quella superficie che partecipa significativamente alla distribuzione del carico e alla dissipazione dello stress.

Un aumento dell'area della superficie funzionale serve a diminuire la grandezza dello stress meccanico che grava sulla protesi, sull'impianto e sui tessuti biologici. L'ottimizzazione di tale area funzionale si può ottenere tramite:

- *Incremento del numero di impianti per unità di superficie*  
Il valore dello stress all'interfaccia osso-impianto diminuisce all'aumentare del numero di impianti per unità di superficie.
- *Selezione di una geometria ideale*  
La geometria a spirale è un potente mediatore dei trasferimenti di carico ma non si deve sopravvalutare ed è necessario usare impianti a geometria variabile a seconda del grado di densità dell'osso disponibile.
- *Modificazioni della superficie delle fixture*  
Scelta del tipo di ancoraggio protesi-impianto: avvitata o cementata?

Per controllare in maniera ottimale le forze tensili e divergenti sono stati studiati accurati disegni di bioingegneria delle componenti implantoprotesiche.

Per evitare gli stress divergenti dobbiamo considerare che in implantoprotesi esistono tre "bracci clinici": altezza del restauro protesico, lunghezza degli sbalzi e la larghezza del piano occlusale. L'influenza di ognuno di questi bracci deve essere ridotta al minimo per evitare il fallimento.

L'altezza del restauro protesico agisce come braccio clinico per le componenti di forza appartenenti al piano orizzontale, dirette lungo l'asse vestibolo-linguale (contatti occlusali lavoranti, carichi passivi, *tongue thrust*) e forze che agiscono lungo l'asse mesio-distale.

La lunghezza dello sbalzo è un altro fattore che influenza il risultato. Essa agisce come braccio per le componenti di forza appartenenti al piano frontale dirette lungo l'asse vestibolo-linguale e forze appartenenti al piano sagittale che agiscono lungo l'asse occluso apicale. Una forza di 100 N applicata direttamente sull'impianto non produce un *torque* in quanto non vi sono componenti di forza laterale. Questa stessa forza di 100 N applicata ad 1 cm di distanza dall'impianto comporterà la comparsa di una forza risultante di 100 N cm, mentre la stessa forza applicata a 2 cm di distanza dall'impianto comporterà la comparsa di una forza risultante di 200 N cm, e la stessa forza applicata a 3 cm di distanza dall'impianto comporta la comparsa di una forza risultante di 300 N cm. Inoltre le protesi con sbalzi su due o più impianti splintati fra loro, producono una reazione che nella sua forma più semplice è uguale a quella di una leva di prima classe.

Se due impianti distanti fra loro 10 mm sono splintati insieme ed è presente uno sbalzo distale di 20 mm con un carico di 100 N, ne risulta un carico di 200 N applicato sull'impianto mesiale mentre sull'impianto distale, che agisce come fulcro, si applicherà un carico compressivo di 300 N. Se la posizione e la quantità del carico distale rimangono uguali ma l'impianto distale è spostato di 5 mm più avanti l'impianto anteriore dovrà resistere a 500 N mentre l'impianto distale, fulcro, riceverà 600 N di forza compressiva.

L'esperienza clinica suggerisce che in condizioni ideali, gli sbalzi distali non dovrebbero estendersi per più di 2,5 volte la distanza anteroposteriore.

Quanto alla larghezza del piano occlusale, i piani occlusali larghi aumentano la risultante delle forze per qualsiasi carico laterale.

Per riassumere, un circolo vizioso in senso distruttivo può conseguire alle risultanti di carico e comportare perdita di osso crestale.

Man mano che si realizza la perdita di osso crestale, aumenta automaticamente l'altezza occlusale.

Con il braccio dell'altezza occlusale aumentato, aumenta la microrotazione vestibolo-linguale che, a sua volta, causa ulteriore perdita di osso crestale.

Il ciclo continua e se questa situazione biomeccanica non viene corretta essa conduce l'impianto al fallimento da fatica ciclica. Il fallimento da fatica è influenzato da diversi fattori quali:

- biomateriali
- geometria della struttura
- magnitudo della forza
- numero dei cicli.

Riguardo ai biomateriali il loro comportamento è caratterizzato graficamente da quella che viene detta la curva sforzo-deformazione.

Il livello di stress al disotto del quale un biomateriale può essere caricato indefinitamente viene detto limite di tolleranza.

Le leghe di titanio posseggono un limite di tolleranza più alto a confronto con il titanio commercialmente puro.

Riguardo alla geometria di un impianto essa influenza il grado a cui può resistere in seguito all'applicazione di carichi torsionali e di piegamento e, in ultima analisi alla frattura da fatica.

La geometria a spirale è un mediatore potente dei trasferimenti di carico. Per moltissimi anni nel passato sono stati inseriti impianti di più svariati disegni (a lama, a griglia, sottoperiostei, cilindrici) che hanno portato sicuramente ad una maggiore attenzione sugli obiettivi del trattamento dei pazienti con edentulia ma oggi il disegno più sicuro dal punto di vista biologico è la vite.

Difatti in letteratura troviamo i risultati a lungo termine solo con questi tipi di impianto: gli impianti a vite autofilettanti (*self tapping*) hanno percentuali di successo superiori in tutti gli studi pubblicati.

Un fattore quindi influenzante o meno il fallimento od il successo implantoprotesico è determinato dal disegno dell'impianto (39).

Gli impianti a sezione circolare a vite garantiscono una maggiore superficie funzionale in grado di trasmettere carichi compressivi all'interfaccia con l'osso.

Anche piccole modificazioni dello spessore dell'impianto possono comportare la comparsa di differenze significative nell'assorbimento e trasmissione del carico in quanto spesso l'anello debole nel design di un sistema implantare è dato dalla differenza fra il diametro interno ed esterno della *fixture*.

Se una forza viene applicata ad una certa distanza da un anello debole in un sistema implantoprotesico, dalla risultante dei carichi può conseguire un fallimento torsionale o da piegamento.

Le concentrazioni dello stress e, in definitiva, il fallimento possono realizzarsi se è presente una sezione insufficiente per dissipare adeguatamente le forze elevate (40-43).

La geometria di un impianto influenza il grado a cui può resistere in seguito all'applicazione di carichi torsionali e di piegamento.

La geometria include anche lo spessore del metallo o dell'impianto: la frattura da affaticamento, infatti, è legata alla quarta potenza della differenza di spessore. Un materiale due volte più spesso nella parete sarà circa 16 volte più forte.

Gli impianti di Branemark furono i primi ad avere un diametro di 3,75 mm. Oggi gli impianti dentali riflettono il principio scientifico secondo cui un aumento del diametro dell'impianto è in grado di aumentare adeguatamente l'area su cui le forze occlusali possono essere scaricate.

L'anatomia dell'osso crestale, tra l'altro, limita il diametro degli impianti a 5-6 mm. Quindi sono necessarie alcune innovazioni del design implantare nella regione crestale per aumentare la superficie funzionale in questa regione anatomica.

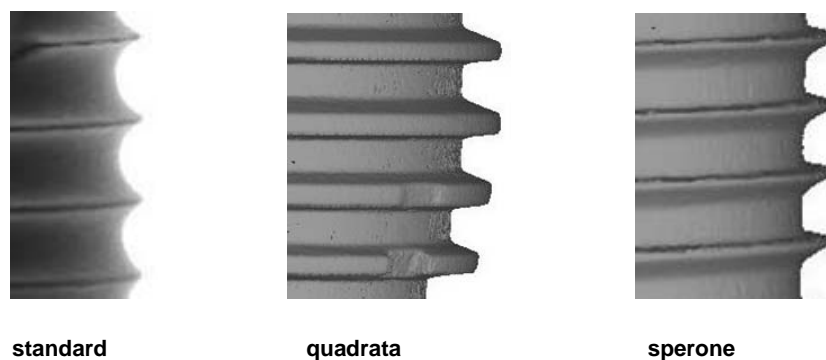


Più precisamente per aumentare la superficie funzionale di un impianto si possono modificare alcuni parametri della geometria delle spire: il passo delle spire, la forma delle spire e la profondità delle spire.

Il passo delle spire è la distanza fra due spire adiacenti misurata parallela con il suo asse. Più piccolo è il passo, maggiore è il numero di spire sul corpo implantare per unità di lunghezza, e quindi maggiore sarà la superficie funzionale per unità di lunghezza del corpo implantare.

La forma delle spire è un'altra caratteristica molto importante. Le forme delle spire degli impianti dentali sono principalmente: spire standard a V, spire a sperone e spire quadrate (Figura 1). Tali forme determinano una differente distribuzione dei carichi.

Nel modello implantare originale introdotto da Branemark nel 1965 il design dell'impianto era caratterizzato da spire aventi una filettatura a V. Il design originale è stato modificato negli anni per permettere una migliore distribuzione dei carichi.



**Figura 1. Forme delle spire degli impianti dentali attualmente più utilizzati**

In ingegneria meccanica la forma con spire standard a V viene detta *fixture* ed è usata essenzialmente per fissare parti di metallo insieme, non per trasferire carichi.

La forma a sperone è ottima per tirare i carichi all'esterno mentre negli impianti dentali la forma delle spire deve trasmettere i carichi all'interno della *fixture* sotto forze compressive o tangenziali, intrusive.

Nei carichi divergenti le spire scaricano le forze elevate nell'osso in relazione all'angolo che si forma tra la forza assiale e la perpendicolare alla forza divergente e dipende quindi dall'inclinazione della spira.

Sapendo che la forza divergente è uguale alla forza assiale moltiplicata per il seno dell'angolo di inclinazione della spira è chiaro che meno è inclinata la spira minore sarà l'angolo e minore sarà la forza dei carichi divergenti.

La spira quadrata fornisce una superficie ottimizzata per la trasmissione dei carichi intrusivi, compressivi e divergenti che sono i peggiori per l'osso; su una superficie con spire standard o a sperone i carichi sono circa 10 volte maggiori delle forze divergenti su una spira quadrata.

Per aumentare la superficie funzionale si può agire anche sulla profondità delle spire. La profondità della spira è la distanza fra il diametro maggiore e il diametro minore della spira.

Questa profondità delle spire si può variare lungo il corpo dell'impianto, per fornire una maggiore superficie funzionale nelle regioni di maggiori stress cioè sulla zona crestale dell'osso alveolare come documentato da numerosi studi. Sarebbe utile usare una forma a cono invertito

del corpo di un impianto a vite, che produrrebbe un aumento della profondità delle spire proprio sulla parte più coronale dell'impianto.

Il corpo dell'impianto a conicità inversa assicura una maggiore area di superficie filettata al livello del modulo crestaie e ripartisce più uniformemente il carico lungo l'asse longitudinale dell'impianto.

Anche la magnitudo e la direzione della forza influenzano il successo o il fallimento di un sistema implantoprotesico.

Mentre la superficie funzionale è determinata dal numero degli impianti, dal loro diametro, dalla lunghezza, dalla forma, e dalla densità ossea che determina l'area di contatto e dalla resistenza dell'osso, la magnitudo e la direzione della forza sono determinate dal sesso, dall'età, dalla localizzazione sull'arcata, dall'altezza della corona, dalla dinamica masticatoria e dalla parafunzione.

La magnitudo della forza può essere ridotta come detto in precedenza considerando anche la posizione degli stessi impianti nell'arcata (si debbono distribuire i carichi maggiori nei settori posteriori rispetto all'applicazione di carichi minori nei settori anteriori), aumentando la superficie disponibile per resistere all'applicazione dei carichi (maggior numero di impianti o uso di impianti di maggior diametro (44-46).

Un'arcata quadrata ha una minor distanza antero-posteriore fra gli impianti spintati e dovrebbe possedere sbalzi più piccoli. Un'arcata affusolata presenta una distanza antero-posteriore maggiore e può avere sbalzi più lunghi.

La rotazione vestibolo-linguale può essere significativamente ridotta restringendo il piano occlusale e/o correggendo l'occlusione per garantire contatti più centrici.

Il fallimento da fatica infine, si può ridurre riducendo i cicli di carico (47).

La durata dell'applicazione di una forza può determinare il risultato del sistema implantare. Forze relativamente basse, applicate ripetitivamente per un lungo tempo, possono condurre ad un fallimento da affaticamento dell'impianto e della protesi.

Bisogna quindi cercare di eliminare le abitudini parafunzionali e ridurre i contatti occlusali eccentrici.

Se un impianto è sottoposto ad uno stress molto alto, possono essere tollerati solo alcuni cicli di carico prima che si fratturi. Al contrario, può essere sopportato un numero infinito di cicli di carico quando i livelli di stress sono bassi (48-50).

Riguardo alle superfici implantari e al loro rapporto con l'area funzionale, attualmente la ricerca in campo implantoprotesico è fondamentalmente protesa verso la realizzazione di superfici implantari "intelligenti" che promuovano e accelerino il processo di osteointegrazione in modo da ridurre l'attuale periodo di attesa necessario per poter caricare protesicamente l'impianto.

L'obiettivo è quello di indurre una riparazione tissutale perimplantare quanto più possibile rapida che aumenti possibilmente la forza di interconnessione osso-titanio riducendo al minimo la percentuale di insuccessi (51, 52).

Al momento esistono i seguenti trattamenti implantari di superficie: titanio *machined*, titanio plasma spray, titanio *sand-blasted*, titanio *acid-etching* e titanio idrossiapatite *coated*.

La ricerca attualmente si sta interessando di creare uno spessore controllato di ossido di titanio sulle superfici implantari e alcuni studi condotti sui fattori protesici di crescita ossea dimostrerebbero che le proteine osteogenetiche presenti in circolo ubiquitariamente inducono una accelerazione del processo di osteointegrazione.

È ovvio che controllare la microgenetica di superficie di questo strato superficiale può influenzare l'adesione delle proteine sulla superficie implantare inducendo una migliore osteointegrazione alla interfaccia osso-impianto e aumentando così l'area funzionale del sistema e la resistenza biomeccanica ai carichi funzionali.

Infine per ottimizzare l'area funzionale di un sistema implantoprotesico è importante anche la scelta del tipo di ancoraggio implanto-protesi.

La scelta tra la soluzione avvitata e quella cementata, riguarda soltanto la protesi e il moncone e non quest'ultimo rispetto al corpo implantare; il moncone viene, infatti, sempre avvitato per la ridotta superficie di aderenza disponibile al cemento nella zona dei sistemi antirrotazionali e per evitare il rischio che il cemento stesso rimanga a contatto con l'osso nella zona di giunzione tra moncone e impianto.

Molte industrie che producono sistemi implanto-protetici consigliano di usare protesi avvitate in quanto si avrebbe la possibilità di rimuovere la protesi stessa e un eventuale allentamento della vite preserverebbe l'impianto dal sovraccarico.

Per rimuovere una protesi avvitata però si deve rimuovere l'otturazione oclusale, la pallina di cotone, la vite e ripetere il procedimento inverso per riposizionare la protesi con una notevole perdita di tempo.

Un allentamento della vite protesica può essere vero proteggere dal punto di vista biomeccanico l'impianto ma nel caso di protesi supportate da più di un impianto, una vite allentata sovraccarica tutti gli altri monconi. D'altronde il 20% delle viti si allentano almeno una volta durante il primo anno di funzione per cui i rimanenti monconi devono sopportare forze addizionali che possono portare ad una perdita di osso, alla frattura di una componente meccanica, e al fallimento dell'impianto stesso.

La soluzione cementata presenta invece numerosi vantaggi rispetto alle protesi avvitate e d'altronde il distacco di una protesi cementata si verifica solo nel 5% dei casi; dover ricementare una protesi, rispetto a dover riavvitare una vite, è molto più semplice e inoltre rimuovere una protesi cementata mantiene l'occlusione invariata e non è necessario ripetere l'otturazione che ricopre la vite.

Più di dieci anni fa gli odontoiatri che mettevano in dubbio il concetto di impianti che supportano protesi avvitate, erano una minoranza mentre negli ultimi anni la maggior parte delle protesi fisse su impianti vengono cementate in quanto si è constatato che tale tipo di protesi ha indubbi vantaggi: minore perdita di osso crestaie, possibilità di effettuare fusioni passive, carichi assiali meglio distribuiti, una migliore estetica, un accesso più semplice, la possibilità di costruire protesi provvisorie e una diminuzione delle complicazioni, dei costi e del tempo.

Una delle cause maggiori di perdita di cresta ossea, mobilità dell'impianto, frattura delle componenti e distacco della protesi sono le fusioni non passive in quanto non esistendo spazio tra la corona e il moncone, si crea un'interfaccia metallo-metallo, con nessuna tolleranza di errore: una forza di 20 N m applicata ad una fusione non passiva, tende a distorcere la sovrastruttura, a sovraccaricare le componenti dell'impianto e l'osso.

I fattori che contribuiscono all'impossibilità di costruire una protesi avvitata completamente passiva sono: la contrazione dei materiali da impronta, l'espansione del gesso dei modelli, le variazioni dimensionali durante i processi di lavorazione dei metalli, la distorsione della cera, il cattivo adattamento delle componenti meccaniche con una tolleranza tra l'analogo e il moncone dell'impianto spesso differente dalla realtà e la contrazione della ceramica o della resina acrilica.

Infine durante la realizzazione della protesi, la vite del moncone può perdere uno o due giri tra una prova e l'altra e se non si rimedia a questo inconveniente al momento della consegna della protesi, la fusione viene spesso collocata non passivamente ed è causa di una sovraocclusione.

La passività delle fusioni rappresenta invece un grosso vantaggio per le protesi cementate: l'odontotecnico crea uno spazio di 40 µm per il cemento che è in grado di compensare alcune delle variazioni dimensionali dei materiali da laboratorio.

Inoltre se la protesi cementata non presenta una chiusura marginale corretta, il moncone o la fusione stessa possono venire leggermente modificati direttamente in bocca utilizzando una fresa montata su turbina, mentre una protesi da avvitare che risulti imprecisa, richiede una separazione e una saldatura, oppure una nuova impronta.

Mentre il carico assiale su una protesi avvitata cade spesso sulla zona occlusale della vite una protesi cementata può essere caricata assialmente al corpo implantare.

Nelle protesi avvitate più facilmente il punto di contatto occlusale cade sulla vite, perciò per dirigere le forze sull'asse lungo del corpo implantare, è necessario compiere degli aggiustamenti occlusali sulla vite o sull'otturazione in composito che la ricopre.

In una riabilitazione con implantoprotesi cementata si possono avere contatti occlusali direttamente sul corpo implantare mentre in una riabilitazione avvitata si hanno spesso carichi di offset sulle cuspidi vestibolari che aumentano il braccio di leva; i carichi nelle protesi cementate saranno quindi sempre più assiali rispetto a quelle avvitate.

Il foro destinato all'inserimento della vite ha inoltre in genere un diametro di 3 mm, che rappresenta più del 30% della superficie occlusale totale degli elementi dentari posteriori, e il 50% dell'area funzionale (solo i 2/3 della superficie masticante sono sfruttate funzionalmente dalle forze masticatorie).

Negli elementi dentari anteriori la vite di fissaggio delle protesi avvitate è spesso collocata nell'area del cingolo e il bordo incisale è più vestibolare rispetto al corpo dell'impianto per cui non possono venire caricate in modo ottimale, così come invece è possibile nelle protesi cementate.

Le protesi cementate poiché non necessitano di dimensioni minime richieste per alloggiare la vite e per il metallo che la circonda permettono il disegno di una superficie occlusale più stretta. Il profilo d'emergenza di una corona cementata, non richiede un margine vestibolare di porcellana (che compromette l'igiene) perché il moncone del corpo implantare può essere posto sotto al margine cervicale ottenendo così un buon risultato estetico e inoltre se il pilastro è orientato un po' troppo vestibolarmente può essere preparato come un dente naturale.

La frattura del materiale occlusale si riscontra con una frequenza maggiore nelle protesi su impianti, a causa dell'assenza dell'azione di "ammortizzatore" che esercita il legamento parodontale; comunque nelle corone cementate, i casi di frattura del rivestimento estetico sono minori rispetto a quelle avvitate, poiché il foro della vite può concentrare lo stress meccanico sul materiale di otturazione.

L'accesso alle regioni posteriori della bocca è più difficoltoso per le protesi avvitate, soprattutto nei pazienti con una apertura orale limitata e inoltre la manipolazione di piccole viti e cacciaviti richiede più tempo e attenzione perché, il paziente può ingerire o inalare l'oggetto.

Quando la protesi viene ripetutamente rimossa nel corso degli anni è molto frequente che si verifichi l'usura della filettatura delle viti aumentando così il rischio di rottura della vite o di altri componenti. Inoltre la scoperta di una vite allentata o fratturata in una protesi con più pilastri si può verificare più tardi ed essere avvertita dopo che si sia verificata una complicazione più grave.

Le protesi cementate non hanno zone di usura tra metallo e metallo, e sono esenti da questo tipo di complicazioni.

Nelle protesi avvitate è più difficile costruire una protesi provvisoria e la prima volta che l'impianto riceve il carico masticatorio è quando viene consegnata la protesi definitiva.

Se invece si sceglie una protesi cementata, la costruzione e l'applicazione di una protesi provvisoria è più semplice e si può così caricare progressivamente i pilastri implantari, aumentando gradualmente i contatti occlusali, permettendo alle forze di agire con una sempre maggiore intensità e durata in modo da favorire l'interfaccia osso-impianto.

Una corona avvitata non presenta un sigillo all'interfaccia tra il margine e il moncone: in questo spazio possono proliferare i batteri.

Quando vengono, infatti, rimossi i componenti dell'impianto non è inusuale avvertire il caratteristico odore di attività anaerobia.

Il cemento invece sigilla questo interstizio e non permette la colonizzazione batterica.

I costi di laboratorio per il confezionamento di una protesi avvitata sono maggiori rispetto a quelli di una protesi cementata; sono infatti necessari componenti di laboratorio addizionali come transfer per impronta, analoghi di laboratorio, *coping* e viti.

Anche i tempi di laboratorio per costruire la protesi sono allungati con un costo finale maggiore rispetto alla soluzione cementata.

La maggiore diffusione negli anni passati di protesi avvitate probabilmente è stata legata al mercato nel senso che i produttori di sistemi implantari ricavano un profitto quattro volte maggiore vendendo un sistema a vite.

Le protesi avvitate presentano in verità anch'esse dei vantaggi: basso profilo di ritenzione, minore momento della forza, assenza di cemento nel solco, maggiore spazio disponibile per i materiali di rivestimento o per il montaggio dei denti in una protesi totale.

Il vantaggio di una sovrastruttura avvitata, è il basso profilo di ritenzione necessario per il moncone; una corona cementata, per ottenere una buona ritenzione, necessita di un moncone con una dimensione verticale di almeno 5 mm. Nelle protesi avvitate la minore altezza della sovrastruttura, permette un più facile collocamento del materiale di rivestimento e il maggiore spessore di rivestimento ne aumenta la resistenza.

In presenza di un ridotto spazio interarcata è necessario utilizzare un moncone corto e comunque, in questa condizione, il limitato spazio richiesto per introdurre il cacciavite può creare difficoltà ed essere una limitazione durante la fase di montaggio della protesi.

Una barra avvitata è in genere soggetta ad un minore momento della forza durante i movimenti masticatori, soprattutto nel caso in cui sia fissata a due pilastri e preveda un supporto gengivale.

Un altro vantaggio delle protesi avvitate, è l'assenza di cemento nel solco gengivale che, quando permane in eccesso, può causare l'irritazione dei tessuti circostanti e favorire un accumulo di placca.

Tutte queste condizioni sono tuttavia più utili nel caso di pilastri implantari che devono sostenere *overdenture* piuttosto che per pilastri che sostengono protesi fisse.

## 1.2. Biomeccanica dei sistemi implantari

Un impianto, nella sua funzione di supporto di un singolo elemento protesico, necessita di un sistema antirotazionale e di un moncone che si connetta a questo.

Il vantaggio dei sistemi antirotazionali (esagono interno, esagono esterno, connessione trilobata, ottagono, sistema conometrico, ecc.) è la capacità di queste strutture di contrastare le forze rotazionali e divergenti trasmesse dalla corona sovrastante con l'inconveniente tuttavia, se il moncone non è aderente perfettamente al piatto-collo dell'impianto, che la vite di connessione sottoposta al carico ciclico si può allentare. In questa ottica il vantaggio derivante dall'adozione di sistemi implantari con connessione conometrica priva di viti è un fattore innegabile.

I fattori che favoriscono l'allentamento della vite di connessione sono: il disegno non adeguato della vite, l'inadeguato serramento, le imperfezioni industriali delle componenti implantari, il carico eccessivo e il cedimento strutturale.

Per limitare i problemi di allentamento i produttori consigliano l'utilizzo di una chiave che trasmetta un alto *torque* limitando così la possibilità di allentamento: è necessario un *torque* con una forza compresa tra 20 e 35 N-cm (50% e il 70% del limite di rottura).

Bisogna comunque prestare attenzione alla possibilità che tale *torque* possa trasmettersi all'interfaccia osso-impianto, e poiché l'osso è poco resistente a queste sollecitazioni, è possibile provocare una diminuzione della stabilità dell'impianto.

Per assicurarsi che il moncone sia perfettamente aderente alla piattaforma dell'impianto e che sia ingaggiato nel sistema antirotazionale, è consigliato, prima di fissare la vite, di effettuare una radiografia.

Il tipo di moncone implantare utilizzato maggiormente in protesi cementata è quello a due componenti.

I monconi a due componenti hanno una parte che ingaggia il sistema antirotazionale dell'impianto e una parte (vite di connessione) che fissa il moncone all'impianto.

Alcune ditte producono dei monconi pre-angolati (il fatto che il pilastro per la corona sia di soli 2-2,5 mm di diametro, offre tuttavia una scarsa superficie ritentiva a disposizione del cemento) e dei monconi cosiddetti anatomici (che miniano il contorno cervicale ovoidale dei denti naturali).

I monconi preangolati hanno generalmente un'angolazione compresa tra 15 e 25 gradi.

Lo spessore del metallo sui lati del moncone decresce con l'aumento della angolazione e considerando che la resistenza alla frattura da carico è proporzionale allo spessore del metallo alla quarta potenza della differenza tra il raggio esterno e quello interno, la riduzione di metallo lungo il moncone angolato, può determinare una significativa perdita di resistenza.

Bisogna quindi evitare la preparazione di una ritenzione addizionale, quale può essere l'esecuzione di solchi direzionali.

Per quanto riguarda i monconi anatomici per il loro utilizzo il chirurgo deve inserire l'impianto secondo una direzione (vestibolare palatale o mesio-distale) ben precisa tenendo presente che la posizione del sistema antirotazionale deve risultare esatta.

Gli stessi parametri che regolano i principi generali della preparazione dei monconi naturali e di ritenzione e resistenza delle protesi fisse sono applicabili ai monconi implantari con alcuni adattamenti.

Tali principi includono la conicità, l'area superficiale, l'altezza, la ruvidità e le forze di deformazione e di taglio, la direzione di inserimento, i monconi non paralleli e i margini a lama di coltello o *chamfer*; bisogna porre particolare attenzione alle limitazioni del diametro e dell'angolazione del moncone implantare.

La ritenzione di una corona dipende da diversi fattori: decresce rapidamente non appena la conicità aumenta e il fattore predominante per una buona ritenzione è il parallelismo tra gli assi delle pareti.

La conicità ideale raccomandata è tra 2° e 6°, con il massimo parallelismo, in modo da garantire anche il minimo accumulo di stress sul moncone.

Spesso un moncone implantare, presenta una conicità fino a 25-30° e come risultato, la sua superficie può esercitare una minore ritenzione rispetto ai monconi naturali.

È necessario quindi eseguire una preparazione del moncone implantare che ne riduca la conicità, anche quando la direzione d'inserzione è soddisfacente.

Riguardo all'area superficiale di un moncone implantare essa influenza la ritenzione nel senso che una superficie ruvida aumenta la ritenzione di una protesi, creando irregolarità microritentive, nelle quali si incastra il cemento.

Questa ruvidità dipende dal tipo di fresa utilizzata per la preparazione e dallo spessore del cemento. Per aumentare la profondità delle microritenzioni è utilizzata una fresa diamantata a grana grossa.

Molti produttori forniscono monconi con solchi di ritenzione di 1 mm, che aumentano la resistenza agli stress masticatori e aiutano a determinare la giusta altezza del moncone. Quando sono presenti questi solchi, i modelli di cera sono più difficili da rimuovere e la parte interna della fusione deve essere sabbiata con particelle di allumina per aumentarne la ritenzione.

All'aumentare del diametro, per preparazioni di uguale altezza, esiste un aumento lineare di ritenzione.

Il diametro di un moncone di un impianto è spesso minore di 5 mm e per questa ridotta area si avrà una minore ritenzione rispetto alla maggior parte dei monconi naturali (53).

Una preparazione alta offre una maggiore ritenzione di una più bassa e sottopone le pareti del moncone ad uno stress tensile, più che divergente.

L'altezza ideale del moncone deve essere maggiore dell'arco formato dalla rotazione della corona attorno al fulcro, situato al margine della parte opposta della protesi.

I monconi prefabbricati hanno in genere un'altezza variabile da 5 a 9 mm.

Per ridurre l'altezza e ottimizzare la riduzione della massa metallica del moncone vengono utilizzate grosse frese a taglio incrociato con una irrigazione abbondante.

Alcuni produttori forniscono unicamente monconi di 5 mm per risparmiare il tempo di preparazione ma ciò è controproducente allorché una protesi con elementi in estensione può richiedere monconi più lunghi per resistere alla dislocazione che crea l'arco di rotazione del *cantilever*, o per ovviare nella regione anteriore della bocca, alle forze lateroprotruse. Due mm di altezza in più possono aumentare la ritenzione del 40%, specialmente quando il moncone ha un diametro di soli 4 mm.

La resistenza di un moncone al momento di una forza è determinata da una minima conicità e da una massima altezza, specialmente nella zona opposta al fulcro.

I monconi utilizzati per la protesi cementata avendo una sezione circolare ed essendo spesso lisci oppongono una resistenza molto bassa alle forze tangenziali, specialmente nel caso di corone singole.

Ogni volta sia possibile, la preparazione dovrebbe presentare due lati piani che diminuiscano le forze di rotazione sull'interfaccia del cemento.

Solchi aggiuntivi paralleli alla direzione d'inserzione della protesi, aumentano la resistenza alle forze rotatorie e sottopongono il cemento a stress compressivi migliorando così l'efficacia della cementazione. Per evitare il distacco del cemento è necessario studiare una particolare configurazione geometrica del moncone implantare e una corretta modalità di preparazione.

Questo inconveniente può essere ridotto da solchi verticali sul lato distale o mesiale del moncone e da box perpendicolari all'arco di rotazione, lasciando la direzione di inserzione inalterata.

Gli impianti, a causa del riassorbimento osseo che nel mascellare superiore è maggiore nei settori vestibolari, sono spesso inseriti in posizione più mesiale rispetto ai contatti occlusali determinando carichi di offset sul moncone implantare e forze di tensione e rotazione maggiori sul cemento o sulla vite di connessione.

Per contrastare tali stress torsionali è possibile modificare il moncone con versanti piatti e solchi verticali sui lati vestibolari e linguali per determinare un contrasto meccanico all'arco di rotazione che le forze provocano sulla protesi.

Le forze che causano un distacco del cemento in relazione alla resistenza, sono associate alla parafunzione, a protesi con elementi a sbalzo, a soluzioni miste con pilastri naturali e implantari, a carichi di offset.

Le forze che agiscono sulle pareti dei monconi implantari sono proiettate fuori dall'area del moncone, in genere vestibolarmente, creando una leva, specialmente sui monconi anteriori del mascellare superiore.

Le forze orizzontali e le forze di offset vestibolo-linguali determinano nel cemento uno stress tensivo che ne può causare il cedimento.

Il cedimento del cemento sottoposto a carichi compressivi, è un evento raro se paragonato al cedimento sotto forze di rotazione, poiché la resistenza alla compressione risulta da 5 a 20 volte maggiore.

Una direzione di inserimento uguale alla direzione del carico oclusale, permette l'uso di monconi dritti, che facilitano la costruzione di una protesi che diriga le forze sull'asse longitudinale dell'impianto.

Nelle condizioni ideali, la direzione di inserimento della protesi, dovrebbe risultare leggermente differente dalla direzione delle forze masticatorie perché quando la direzione di inserimento di una protesi è identica alla direzione delle forze oclusali, nel caso in cui vengano masticati cibi appiccicosi, si producono sul cemento maggiori forze tensive.

I carichi devono risultare longitudinali rispetto al corpo dell'impianto, ma la direzione d'inserimento (e di rimozione) della protesi deve essere più mesiale rispetto a queste forze.

Quando i monconi non sono paralleli si può ricorrere a diversi accorgimenti: l'utilizzo di un moncone angolato, di un *coping*, di un moncone a conicità inversa, di una mesostruttura, di un moncone fresabile o personalizzabile.

Come è stato già descritto i monconi implantari sono in genere forniti con un'angolazione compresa tra i 15° e i 25° e la resistenza del moncone alla frattura diminuisce all'aumentare dell'angolazione per la diminuzione dello spessore di metallo ai lati della vite di fissazione del moncone e per l'aumento delle forze tangenziali.

Per migliorare la direzione di inserzione e il parallelismo di un moncone posteriore è possibile usare un *coping*. Il moncone dell'impianto viene reso ruvido, vengono preparati dei solchi sulle pareti parallele alla sua direzione di inserzione e viene infine fabbricato un *coping* con pareti parallele agli altri monconi.

Questa tecnica presenta molti vantaggi: il diametro del *coping* è molto più largo di quello del moncone originale, la ritenzione è maggiore e il laboratorio può costruire il *coping* con una conicità ideale per migliorare la ritenzione e la resistenza.

Questa procedura è più indicata per un impianto posteriore inclinato distalmente piuttosto che per un impianto anteriore inserito vestibolarmente.

Un'altra opzione è quella di preparare un voluminoso moncone con conicità invertita; questo disegno di moncone presenta un diametro di 8 mm nel contorno coronale e 4 mm alla connessione con l'impianto.

Il dentista può preparare questo moncone, in bocca, con una turbina ad alta velocità e una fresa a fessura dando al moncone il giusto parallelismo.

Un'ulteriore possibilità è quella di usare un *coping* di trasferimento per laboratorio e fabbricare, con un analogo di laboratorio nella giusta posizione, una fusione.

Si può inoltre disegnare un moncone speciale con la lunghezza o l'angolazione desiderata.

È necessario in questo caso utilizzare metalli che limitino la corrosione visto che dovrà essere cementato o avvitato nel corpo dell'impianto; esiste il rischio di elettroerosione per la differenza di potenziale tra il titanio del moncone individualizzato e la lega preziosa utilizzata.

Per quanto riguarda la preparazione dei monconi implantari bisogna chiarire che, nel caso di monconi naturali, le preparazioni tradizionali limitano generalmente l'utilizzo di margini a lama di coltello per evitare i sovra-contorni delle protesi finali, sebbene nelle regioni delle forcazioni di molari e premolari, nella regione interprossimale degli incisivi mandibolari o quando sono presenti superfici assiali molto convesse o superfici inclinate verso il moncone più di 15° è giustificato l'utilizzo di tale tipo di preparazione.



Nel caso di monconi implantari si sceglie la preparazione a lama di coltello quando gli impianti sono inseriti troppo vestibolarmente, quando due impianti sono troppo vicini uno all'altro e quando il concetto primario è una minima rimozione di materiale.

Nei monconi implantari dove il diametro è generalmente inferiore a 5 mm la riduzione di questo diametro per migliorare il margine, comprometterebbe la quantità di superficie a disposizione per la ritenzione.

Generalmente non è richiesto uno spazio aggiuntivo per il metallo e la porcellana nella regione del margine se non quando l'impianto è inserito vestibolarmente e si richiede, per un buon risultato estetico, un margine di porcellana.

Tuttavia un margine a finire è spesso difficile da definire nell'impronta e complicato da reperire sul modello in laboratorio per cui si può raggiungere un compromesso eseguendo la preparazione del margine con un piccolo bisello.

Nella preparazione dei monconi implantari si può scegliere tra una tecnica diretta e una tecnica indiretta.

La tecnica indiretta prevede che il moncone o il trasferimento dall'impronta, vengano collocati nel corpo dell'impianto. Vengono poi prese le impronte di entrambe le arcate e viene registrata la posizione di occlusione centrica. I monconi vengono rimossi, inseriti nell'impronta, assemblati all'analogo e viene colato un modello.

Il laboratorio rifinisce e prepara i monconi che vengono reinseriti in bocca al paziente, viene valutata la preparazione del moncone, si prende l'impronta finale e la registrazione oclusale. Tale tecnica presenta i seguenti vantaggi: l'impronta preliminare può anche non risultare perfetta poiché non è importante registrare i margini; se viene richiesto un moncone angolato il laboratorio può scegliere il giusto componente; il laboratorio può fabbricare la protesi provvisoria sul modello; la struttura metallica può essere fabbricata direttamente sui monconi permettendo una chiusura marginale più accurata; il tempo alla poltrona è ridotto.

Tale tecnica presenta però anche alcuni svantaggi: è il laboratorio e non il dentista che decide il tipo e la collocazione dei margini con probabili costi aumentati; la fusione viene effettuata direttamente sui monconi e può risultare non passiva; nel caso di utilizzo di monconi mono-componenti il trasferimento può non essere effettuato correttamente (quando viene presa un'impronta e i monconi vengono rimossi e inseriti in un modello di laboratorio, la rotazione dell'analogo può risultare variata di diversi gradi rispetto a quella degli impianti nella bocca).

Nella tecnica diretta vengono invece inseriti negli impianti dei monconi dritti. Se i monconi non presentano una divergenza maggiore di 15°, vengono preparati intra-oralmente con una fresa a fessura.

Viene preparata la superficie oclusale e il piano opposto alle superfici assiali.

Si utilizza infine una fresa diamantata a grana grossa per aumentare la ruvidità del moncone. Viene presa l'impronta finale e viene costruita in seguito una prima protesi provvisoria.

I vantaggi di preparare i monconi direttamente in bocca e di non rimuoverli per tutti i passaggi protesici sono numerosi: le preparazioni sono effettuate dall'odontoiatra e non dal tecnico di laboratorio; è possibile fabbricare subito la protesi fissa provvisoria per iniziare il carico progressivo sull'osso; si possono utilizzare monconi e pilastri multipli. Al fronte di tali vantaggi esistono, comunque, una serie di aspetti negativi quali il surriscaldamento dell'interfaccia osso-impianto e la contaminazione del titanio nonché la difficoltà esecutive legate all'esperienza dell'operatore e il lungo tempo speso alla poltrona con conseguenti costi elevati per lo studio odontoiatrico, per il paziente e per la società.

Nella tecnica diretta le protesi cementate sugli impianti sono spesso fabbricate su modelli di gesso, uguali a quelli usati per i denti naturali. Comunque, a causa del margine dei monconi che è piccolo (3,5-5 mm), questi modelli possono rompersi quando viene rimossa l'impronta dopo la colatura del gesso.

Si può ovviare a ciò con diversi accorgimenti: visto che la resistenza dei gessi aumenta quando vengono lasciati seccare fino ad una settimana, piuttosto che separare il modello il giorno stesso della colatura sarebbe meglio lasciarlo riposare per alcuni giorni (fino ad una settimana). Con questo sistema la resistenza del gesso può aumentare fino al 30%.

Per rimuovere l'impronta è possibile tagliare o distruggere il portaimpronta. Un metodo eccellente per ridurre il rischio di frattura dei pilastri durante la separazione dell'impronta dal modello è l'uso degli idrocolloidi reversibili per l'impronta finale. Questi sono più precisi dei polisolfuri, e sono abbastanza flessibili da prevenire la rottura dei monconi di gesso. Questi materiali richiedono comunque che il modello venga colato immediatamente.

Una volta ottenuto il modello in gesso dei monconi implantari viene impiegato un mantentore di spazio per garantire uno spazio per il cemento e migliorare l'adattamento passivo della fusione.

Per la dentatura naturale, è solitamente di 25-40  $\mu\text{m}$  ma poiché gli impianti non sono soggetti a carie, e per ridurre il riassorbimento della cresta ossea e la perdita prematura dell'impianto, è preferibile costruire le protesi passive e scegliere uno spazio di 40  $\mu\text{m}$ .

Per quanto riguarda la cementazione delle protesi sui monconi implantari è consigliabile alla prima consegna usare un cemento provvisorio: l'impianto differisce da una dentatura naturale in quanto non presenta sintomi precoci di sovra-occlusione e di conseguenza una seconda valutazione dell'occlusione alla consegna finale garantisce una maggior sicurezza. Inoltre la valutazione dell'igiene dei tessuti molli prima della cementazione finale, può suggerire una modifica del disegno della protesi per migliorarne l'accesso.

La protesi provvisoria è utile anche come guida per trovare un cemento che resista alle forze masticatorie e permetta la rimozione.

Lo svantaggio delle cementazioni provvisorie sui denti naturali è il rischio di un cedimento del cemento con conseguente possibilità di carie del moncone. Poiché gli impianti non cariano, il cemento temporaneo può essere spesso usato come cemento definitivo per permettere una più facile rimozione della protesi nel caso di complicazioni a lungo termine. Solitamente vengono impiegati cementi provvisori o appositamente dedicati all'implantologia.

La tenacità del cemento deve essere scelta in funzione del numero, del posizionamento, dell'altezza, del grado di conicità, della forma e del disegno dei monconi. Più è duro il cemento, più facilmente si può graffiare il moncone dell'impianto rimuovendone l'eccesso.

I segni lasciati dallo specillo non dovrebbero avere una direzione verticale, poiché la placca che si forma al margine della corona segue la direzione dei graffi sulla superficie del titanio e può migrare più velocemente verso la cresta ossea.

Sono consigliate le componenti in lega di titanio che presentano una superficie più resistente alla formazione di graffi.

Quando è possibile, il margine della corona dovrebbe rimanere sopragengivale, così da poter rimuovere l'eccesso di cemento più facilmente mentre con i margini sottogengivali, è più facile che ne rimangano residui sui monconi naturali e implantari.

Un'ottima procedura per allontanare la gengiva dal solco, è l'uso di un filo di retrazione collocato sotto al margine, che faciliterà l'eliminazione di un cemento definitivo duro.

### **1.3. Fallimenti e complicanze implanto-protetiche**

Prima di analizzare i fattori causa di fallimento implantoprotetico è bene fare alcune riflessioni in generale sulle differenze anatomiche, strutturali e funzionali tra l'elemento dentario naturale e l'impianto endosseo.

Il sistema di supporto di un dente naturale consente di ridurre le forze che vengono distribuite all'osso crestaie. L'interfaccia di tessuto fibroso (legamento parodontale) che circonda il dente naturale, agisce come un assorbitore di shock viscoelastico, in grado di diminuire la portata dello stress alla cresta dell'osso e di allungare il tempo in cui il carico viene dissipato.

Paragonata a quella del dente, l'interfaccia ossea di un impianto non è così resiliente e le forze dovute ad un carico oclusale vengono trasmesse ad intensità maggiore all'osso contiguo. È come se per piantare un chiodo usassimo un martello di acciaio o uno di gomma: il martello più rigido trasmette un'intensità maggiore e spinge il chiodo più profondamente, mentre il martello di gomma assorbe parte delle energie, dissipandole, grazie alla sua elasticità.

La mobilità di un dente naturale può aumentare in seguito a trauma oclusale da parafunzione. Questo movimento disperde gli stress e le tensioni che altrimenti si scaricherebbero sull'interfaccia dell'osso o sulle componenti protesiche. Dopo l'eliminazione del trauma, a seconda della grandezza del movimento, il dente può ritornare alla sua condizione originale.

Anche un impianto può diventare mobile in seguito a trauma oclusale, però, dopo che è terminata la causa del trauma, raramente un impianto ritorna alle sue condizioni di rigidità originali e la sua salute è compromessa definitivamente (54, 55).

Una forza laterale su un dente naturale viene dissipata rapidamente dalla cresta verso l'apice del dente. Un dente naturale sano quando caricato lateralmente è in grado di spostarsi quasi immediatamente da 56 a 108  $\mu$ , e ruotare di due terzi di giro verso l'apice affusolato. Questa reazione minimizza i carichi crestali all'osso.

Un impianto se sottoposto agli stessi carichi laterali non possiede questo movimento primario, ma ha soltanto un movimento secondario di 10-50  $\mu$ . Inoltre esso non ruota verso l'apice ma concentra maggiori forze alla cresta dell'osso circostante. Pertanto se un carico angolato iniziale della stessa forza con la stessa direzione è applicato ad un impianto e ad un dente naturale, l'impianto sopporta una maggior quantità di carico, che non viene dissipato alle strutture circostanti.

Gli impianti possiedono meno mobilità dei denti naturali e quando si considerano i fattori di stress, la mobilità rappresenta un vantaggio.

Il *torque* in un dente naturale è differente rispetto al *torque* in un sistema implantoprotesico; infatti, il centro di rotazione nel dente naturale si posiziona al terzo apicale mentre nell'impianto si posiziona al livello della seconda-terza spira caricata.

Il diametro del dente è maggiore del diametro dell'impianto che viene utilizzato per rimpiazzare quel dente.

La forma di un dente naturale alla cresta è ottimizzata, dal punto di vista biomeccanico, per resistere ai carichi laterali (vestibolo-linguali), in quanto la sua forma ovoidale gli consente di resistere meglio alle forze oclusali che potrebbero portare a frattura. Gli impianti sono invece quasi tutti a sezione rotonda, e tale configurazione offre minor resistenza ai carichi laterali e alle conseguenti concentrazioni di stress nella zona crestaie. Il modulo elastico di un dente è più vicino al modulo elastico dell'osso rispetto a quello di qualsiasi impianto oggi disponibile.

Quindi a parità di condizioni di carico meccanico, gli impianti generano maggiori stress e tensioni alla cresta dell'osso rispetto al dente (56).

La perdita di osso crestale attorno all'impianto non è reversibile senza intervento chirurgico e comporta una diminuzione di supporto implantare e un'aumentata profondità del solco attorno al moncone. Come risultato, a meno che la densità dell'osso aumenti o diminuisca l'entità o la durata delle forze, si avrà una progressione di questa condizione fino alla perdita dell'impianto.

I segni e i sintomi iniziali di trauma nel dente sono reversibili mentre negli impianti ciò, non si realizza.

Un dente può mostrare i segni clinici di maggior stress, come usura delle faccette, erosioni cervicali e erosioni delle cuspidi. Una corona implantare raramente mostra segni clinici, eccetto la frattura. Ne consegue che sono presenti un minor numero di segni diagnostici per mettere in guardia sulla necessità di ridurre lo stress al sistema di supporto.

I denti hanno anche il vantaggio, a confronto di impianti di possedere una maggior consapevolezza occlusale. Jacobs *et al.* (57) ha valutato tale consapevolezza attraverso la capacità di percepire un'interferenza. Quando i denti si toccano, possono percepire un'interferenza dello spessore di circa 20. Un impianto opposto a un dente naturale percepisce un'interferenza dello spessore di circa 48, vale dire con una capacità ridotta di più della metà.

Nel caso di un impianto opposto ad un altro impianto, la capacità di percezione si riduce ulteriormente in quanto viene percepita un'interferenza dello spessore di 64.

Nel caso di un dente opposto ad una protesi su impianti viene percepita l'interferenza quando c'è lo spessore è di 108 (5 volte peggiore che per i denti naturali).

Ne consegue che i precontatti sui denti sono di solito associati ad una modificazione dell'occlusione e ad una riduzione della forza prima che si realizzi l'occlusione completa.

Sfortunatamente, a causa della diminuita attività sensoriale degli impianti, i precontatti non sono in grado di fare scattare sotto determinati limiti di stress questi meccanismi di salvaguardia (feedback inibitorio).

Gli impianti e i denti hanno anche una diversa capacità nocicettiva. I denti danno luogo a dolore rapidamente e in maniera acuta se sottoposti ad elevate pressioni, che scatenano il meccanismo protettivo. Gli impianti invece sono più lenti nello scatenamento del dolore e questo è meno acuto, più sordo, e porta, quando presente, ad una risposta ritardata.

I denti arrivano alla loro occlusione definitiva attraverso la loro crescita lenta, per cui l'osso circostante si può sviluppare gradualmente in seguito ai carichi biomeccanici. I denti permanenti, inoltre, crescono mentre sono ancora presenti i denti decidui perciò i tessuti parodontali hanno il tempo di organizzarsi in modo da sostenere un aumento dei carichi. Nel caso dell'impianto invece, l'applicazione del carico sull'osso è effettuata dal dentista, ed è molto più rapida e intensa.

Un dente naturale con il suo modulo di elasticità simile a quello dell'osso, il suo legamento parodontale, e la sua sezione e dimensione uniche, costituisce un sistema quasi perfetto per reggere gli stress. In effetti, i denti reggono benissimo lo stress mentre invece, l'anello debole della catena è costituito dalle infezioni batteriche. Un impianto invece non è in grado di far fronte allo stress allo stesso modo; ha un modulo di elasticità 5-10 volte maggiore di quello dell'osso, e non è in grado di aumentare la sua mobilità: vale dire che, in questo caso, lo stress rappresenta l'anello debole. Ne consegue che è necessario applicare tutte queste conoscenze per diminuire lo stress al fine di evitare il rischio di complicanze agli impianti (58).

Le cause più frequenti del fallimento di una protesi su denti naturali sono: la carie del moncone (25-35%), il distacco del cemento (45-55%) e l'usura o la frattura dei materiali di rivestimento (10-20%).

Le cause più comuni del fallimento delle protesi su impianti sono: il riassorbimento osseo di origine microbica e in parte minore per sovraccarico occlusale, il distacco del cemento, la rottura dei materiali occlusali e l'allentamento delle componenti dell'impianto e la loro eventuale frattura.

Le complicanze infiammatorie che si possono verificare in seguito all'inserimento di un impianto sono la mucosite e la perimplantite.

Secondo la *European Federation of Periodontology* (59) per mucosite implantare si intende una infiammazione reversibile che interessa i tessuti molli adiacenti a un impianto osseointegrato, mentre per perimplantite si intende una reazione flogistica responsabile di riassorbimento osseo progressivo nel tempo, fino alla perdita dell'impianto. Mentre la mucosite

è una lesione reversibile anche spontaneamente, altrettanto non può essere detto della perimplantite, che spesso è una ulteriore evoluzione della mucosite stessa.

Per poter effettuare la diagnosi di infiammazione perimplantare normalmente vengono utilizzati indici di placca, indici di sanguinamento, presenza di essudazione e suppurazione, sondaggio e sanguinamento al sondaggio, mobilità, esame radiografico.

In una revisione sistematica di 51 studi prospettici longitudinali si è evidenziato che il 6,5% dei pazienti con impianti riportava problemi del tessuto molle, perimplantite e /o riassorbimento della cresta ossea di 2,5 mm o più dopo almeno 5 anni di funzione (55).

In un altro studio fu riportato un riassorbimento osseo progressivo attorno al 12,4% degli impianti (423 su 3.413 impianti), che rappresentano solo il 27,8% del numero totale di pazienti (184 su 662 persone). Ciò indica che alcuni individui sono più suscettibili alla perimplantite della maggior parte della popolazione, un reperto che concorda con altri studi che si occupano dei collegamenti col riassorbimento osseo perimplantare.

Per diminuire, il braccio di leva e la distanza di rotazione è necessario specialmente nel mascellare superiore allorché il riassorbimento osseo è prettamente vestibolare utilizzare uno schema oclusale a *cross-occlusion* rispetto ad un *offset* linguale.

L'ideale è una relazione cuspid-fossa in quanto una relazione eccentrica produce forze non assiali e aumenta la possibilità di microrotazioni delle componenti, implanto-protesi nei carichi di lateralità.

Riguardo alla forma anatomica della fossa posteriore orizzontale può essere modificata allargandola e creando un'area di contatto di almeno 1,5 mm più ampia che produce linee verticali di forza anziché carichi eccentrici.

Le forze masticatorie sono influenzate da: dinamica di masticazione, posizione degli impianti nell'arcata, forma dell'arcata, altezza delle corone e dalla parafunzione.

L'implantologo può far fronte a questi fattori selezionando la dimensione degli impianti, il loro numero e la loro posizione, usando elementi rompi forze, aumentando la densità dell'osso attraverso l'applicazione di carichi progressivi, e selezionando così uno schema oclusale adeguato. Riguardo alla dinamica di masticazione, la quantità di forza usata per penetrare il cibo è legata anche alla larghezza del piano oclusale. Per esempio, è necessaria una minor quantità di forza per tagliare un pezzo di cibo con un coltello affilato (piano oclusale più stretto), che con un coltello non affilato (piano oclusale più largo). Quindi un piano oclusale largo favorisce la comparsa di contatti laterali durante la masticazione o la parafunzione mentre un piano oclusale più stretto migliora i carichi assiali e consente il mantenimento dell'igiene orale del solco implantare in maniera simile ad un dente.

Il profilo più stretto delle corone riduce inoltre il rischio di fratture della porcellana.

La porcellana vestibolare spesso non ha alcun supporto da parte del metallo e allorché si sviluppano forze divergenti sulle cuspidi si verifica una maggior probabilità di fratture della porcellana.

Il mantenimento di uno schema oclusale è legato in parte anche alla capacità del materiale di resistere all'usura.

I fattori che influenzano l'entità dell'usura, dipendono dalle caratteristiche della forza applicata sugli impianti: magnitudo, angolazione, durata, velocità, durezza, assieme alle proprietà dell'ambiente circostante (lubrificazione, temperatura e natura chimica).

Le fratture della porcellana, dell'acrilico e del composito, avvengono in seguito all'applicazione di carichi eccessivi o anche, in seguito all'applicazione di carichi inferiori per un tempo più lungo, secondo una direzione angolata o per una maggior frequenza.

Vanno considerati la quantità e la qualità dell'osso disponibile che dipendono dalla localizzazione anatomica e dal grado di riassorbimento dell'osso stesso.

Il volume originale dell'osso, per quanto riguarda lo spessore è maggiore nelle regioni posteriori della bocca. Essendo la larghezza dell'osso nella regione anteriore compresa tra i 6 e gli 8 mm in questa zona, vengono più frequentemente utilizzati in questa zona degli impianti standard (3,5 -3,75) o *narrow* (3,3).

Le regioni posteriori hanno più spesso spessori maggiori di 7 mm, e pertanto, qui possono essere usati impianti di diametro maggiore.

Al contrario, l'altezza dell'osso, di solito, risulta progressivamente inferiore man mano che si passa dalla regione anteriore a quella posteriore.

Quindi aumentando le forze occlusali e diminuendo l'altezza dell'osso si devono utilizzare impianti che abbiano una forma che mantenga i carichi occlusali all'interno di questi limiti anatomici.

Anche la qualità e la densità dell'osso impone limiti anatomici e i fallimenti clinici si verificano in numero significativamente maggiore per impianti posizionati in un osso di scarsa densità e di scarsa qualità rispetto ad impianti inseriti in osso denso. Nell'osso di tipo 4 sono state riportate percentuali di fallimento fino al 35% provocate essenzialmente da sovraccarichi nella fase protesica precoce.

Considerando che lo stress meccanico è direttamente proporzionale alla forza applicata e inversamente proporzionale alla superficie su cui il carico viene dissipato, l'osso di tipo 4 ha la più debole resistenza biomeccanica e la più bassa superficie di contatto per disperdere il carico all'interfaccia con l'impianto.

La scarsa densità ossea e il volume di osso insufficiente sono dei fattori negativi di prognosi di successo implantare a lungo tempo.

La scelta di uno schema occlusale per le protesi supportate da impianti è spesso controversa e il protesista deve ridurre al minimo i sovraccarichi all'interfaccia osso-impianto.

Per fare ciò è necessaria una corretta diagnosi che conduca a un piano di trattamento che fornisca un adeguato supporto, basato sui fattori di forze individuali del paziente; la costruzione di una protesi passiva di forma e ritenzione adeguate; l'applicazione di un carico progressivo per migliorare la quantità e la densità dell'osso adiacente, e quindi, ridurre ulteriormente il rischio di stress oltre i limiti fisiologici.

L'elemento finale è lo sviluppo di uno schema occlusale che minimizzi i fattori di rischio e consenta alla protesi di funzionare in armonia con il resto dell'apparato stomatognatico (60-62).

La determinazione degli stress normali di picco in un sistema implantoprotesico può dare significative indicazioni sui siti di potenziale frattura dell'impianto.

Si può cioè stabilire quale condizione rappresenti un rischio maggiore, e di quanto il rischio venga aumentato in condizioni di carico occlusale.

I fallimenti tardivi del sistema implantoprotesico possono avvenire anche a causa del carico fisiologico di tipo eccentrico e del sovraccarico occlusale.

Esistono differenze statisticamente significative nella risposta di rimodellamento tra il carico centrico e quello eccentrico.

Il carico centrico tende infatti a causare un rimodellamento uniforme nell'osso vicino, mentre il carico eccentrico, inducendo dei momenti di piegamento più alti, stimola un rimodellamento più dinamico.

I momenti di piegamento che sono applicati su una protesi portano a livelli di tensione più alti nelle componenti biomeccaniche implantari e nell'osso di supporto rispetto alle forze compressive e tensive.

I fattori che possono contribuire ad un aumentato rischio di sovraccarico di piegamento sono:

- protesi supportate da uno o due impianti per lo più posizionati nella sede di denti mancanti posteriori;

- asse degli impianti deviato significativamente dalla linea di azione della forza;
- elevato rapporto tra corona e impianto;
- lunghezza dello sbalzo di una protesi;
- discrepanza tra le dimensioni della superficie oclusale del restauro e la testa dell'impianto;
- abitudini oclusali parafunzionali.

Queste situazioni di sovraccarico si possono prevenire tramite l'utilizzo di materiali che presentino una campionatura completa con misure delle componenti sempre identiche tali da evitare gap tra strutture diverse e metodi che tendano a ridurre la magnitudo della forza e il *torque*.

I metodi legati al controllo della magnitudo della forza potrebbero essere i seguenti: ridurre la lunghezza del *cantilever*, utilizzare un basso rapporto corona-impianto e aggiungere impianti extra nelle aree posteriori.

A parità di altezza dei monconi quelli più larghi hanno minore ritenzione in quanto l'arco di rotazione fuoriesce dall'altezza dei monconi stessi; allorché l'altezza dei monconi non è sufficiente si può ovviare con solchi che ne aumentino la ritenzione.

Con l'aumento del numero di impianti per unità di superficie, quando possibile, non solo si ottiene più supporto e attacco disponibile per una protesi, ma specialmente quando gli impianti non sono posizionati in linea ma ad arco, le forze rotazionali sulla protesi sono ostacolate dalle forze assiali negli impianti piuttosto che dai momenti di piegamento. È inoltre possibile utilizzare altri metodi per ridurre il *torque*: riduzione dell'inclinazione delle cuspidi, modificazione della localizzazione della superficie oclusale, modificazione del contatto oclusale e modificazione dell'anatomia oclusale posteriore (della fossa posteriore).

L'inclinazione della cuspidi determina il valore del *torque* nel senso che riducendo l'inclinazione la distanza dal centro di rotazione diminuisce.

L'osso si riassorbe in direzione mediale e il piano oclusale è ridotto nella sua parte vestibolare. Il contorno vestibolare va ridotto in relazione all'impianto e non al diametro del moncone e alla sua posizione rispetto alla cuspidi antagonista.

È opportuna una soluzione cuspidi-fossa in quanto una soluzione eccentrica produrrebbe forze non assiali aumentando la possibilità di movimenti in lateralità. La fossa posteriore può essere modificata allargandola e creando un'area di contatto più ampia che produca linee verticali di carico.

Le cause di fallimento implantare possono essere dovute a fattori eziologici di natura biologica o di natura meccanica (63).

Spesso l'infiammazione di origine batterica si sovrappone a quella di origine traumatica per cui la netta distinzione fra le due cause può essere difficile.

Le complicanze tecniche delle protesi fisse su impianti includono, invece: frattura del rivestimento acrilico (22% di 663 protesi), frattura del rivestimento in ceramica (14% di 258 protesi), difetti estetici (10% di 493 protesi), problemi fonetici (7% di 730 protesi), allentamento della vite protesica (7% di 312 viti), allentamento della vite moncone (6% di 6.256 viti), frattura della vite protesica (4% di 7.094 viti), frattura dell'armatura di metallo (3% di 2.358 protesi), frattura della vite moncone (2% di 13.160 viti) e frattura implantare (1% di 12.157) (64).

Riguardo ai fallimenti biomeccanici delle componenti implantoprotetiche la vite di connessione, l'*abutment* e la *fixture* possono fratturarsi per la fatica non solo in caso di sovraccarico ma anche con un carico fisiologico non corretto. L'anello debole nel sistema implantoprotetico è la vite di connessione *fixture-abutment*. Indipendentemente dal loro disegno, i giunti delle viti implantari sono suscettibili ad allentamento o frattura della vite, a

causa dell'entità e della direzione delle forze orali e delle limitazioni di resistenza dei componenti (62-64).

È importante comprendere la meccanica del serraggio delle viti per capire i fattori coinvolti nel loro allentamento. Il *torque* applicato ad una vite forza i filetti delle viti finché l'asse della vite comincia ad allungarsi e a produrre una forza di serraggio all'interno del sistema noto come precarico. L'allentamento della vite si verifica quando la forza di serraggio è superata da forze che agiscono per separare le componenti fissate (65-67). La probabilità di allentamento della vite è ridotta al minimo quando la giunzione a vite ha una forza di serraggio massima e la vite si allunga in modo sicuro al di sotto del suo limite elastico. Purtroppo la forza di serraggio in una giunzione a vite è molto difficile da controllare. A tale proposito è opportuno ribadire come l'adozione di una sistemazione priva di viti di connessione e con un sistema conometrico possa ridurre notevolmente le complicanze biomeccaniche.

Ci sono due posizioni in cui si concentra la tensione nelle viti di connessione e quindi sono conseguentemente dei siti per l'inizio del fallimento implantare da fatica:

1. Al cambio di sezione tra il gambo e la testa della vite. La concentrazione della tensione in questo punto è funzione del rapporto tra il diametro della sezione e il raggio di curvatura, conosciuto come il raggio di filettatura.
2. Alla radice della prima spirale completamente caricata.

La tensione più alta generalmente avviene in questo secondo sito ed è conseguenza sia della forma geometrica della spirale, che riduce la concentrazione delle forze dalla prima all'ultima spirale, sia il risultato della concentrazione del carico sulla prima spirale. Serrando la vite, viene inserita nel sistema una forza tensiva per fermare le componenti tra loro: si tratta della forza assiale sviluppata dal *torque* della vite, detta *internal preload*.

Alternando il contatto e la separazione tra il complesso corona-*abutment* e la base della testa della vite di connessione, per i cicli di carico ripetuto e i cicli privi di carico, si determina prima lo svitamento della vite che porta ad un' aumentata percentuale dei fallimenti per i seguenti fenomeni:

- a. Le applicazioni del carico oclusale su una cuspidale determinano una compressione dal lato lavorante e una separazione tra la corona e l'*abutment* sul lato opposto a quello dell'applicazione del carico.
- b. Vicino alla testa della vite di connessione, avviene invece la separazione tra la testa della vite e l'*abutment* sul lato del carico mentre sul lato opposto c'è compressione dell'*abutment* contro la testa della vite di connessione.
- c. L'*abutment* può anch'esso fratturarsi per la fatica, ma più raramente e comunque il significato clinico e biomeccanico della maggiore resistenza degli *abutment* alla frattura richiede ulteriori ricerche e conferme.

La frattura della *fixture*, quando si verifica, può avvenire come abbiamo visto anche con un carico fisiologico, non solo in sovraccarico. Le tensioni locali richieste per l'inizio della rottura sono il risultato di tre condizioni che si verificano allorché è presente un riassorbimento osseo e si modificano mano a mano che tale riassorbimento aumenta. Con la perdita dell'osso di supporto a livello della regione coronale dell'impianto, si sviluppano nell'impianto delle tensioni di piegamento più alte. Allorché la perdita ossea si estende ad un livello che corrisponde alla fine della vite di connessione (a questo livello l'area sezionale della *fixture* cambia in quanto c'è solo l'impianto e non la vite centrale), la resistenza al piegamento è ridotta in questa regione e le tensioni assiali e di piegamento causate dalla masticazione sono considerevolmente più alte. Se allorché la perdita ossea ha raggiunto un angolo acuto alla radice



di una spira si crea un'area di concentrazione significativa della tensione, è questa zona un ideale sito per l'inizio e la propagazione della frattura.

Le cause che determinano le fratture delle componenti implantoprotesiche sono oltre a quelle di natura biomeccanica occlusale anche dovute a difetti di disegno e produzione dei manufatti industriali e a presenza di gap dovuti a mancata precisione di lavorazione delle componenti implantoprotesiche.

A tale proposito non esiste la completa e totale campionatura delle componenti implantari, esiste sempre un *gap* tra le spire delle viti di connessione e le spire interne delle *fixture*, tra gli *abutment* e le *fixture* e inoltre la precisione degli esagoni tramite punzonatura industriale non è mai identica tra manufatto e manufatto, come documentato da studi al SEM (*Scanning Electronic Microscopy*).

Tra le altre cause che possono portare ad un fallimento tardivo è sicuramente da tenere presente la parafunzione e il conseguente sovraccarico.

La parafunzione consiste in un serramento e digrignamento ritmico tra arcate antagoniste che avviene generalmente durante le fasi 2 e REM (*Rapid Eye Movement*) del sonno.

Dobbiamo distinguere tra *clenching* e bruxismo.

Il *clenching* è definito come una chiusura forzata in una relazione statica dente a dente mentre il bruxismo è il digrignamento parafunzionale dei denti nei movimenti laterali o latero-protrusi.

Le parafunzioni possono condurre a delle forze molto alte per brevi periodi a causa dell'abolizione del riflesso inibitorio sui muscoli elevatori; perciò sono potenzialmente distruttive per il complesso implanto-protesico.

Nelle parafunzioni la complicazione più frequente è la fatica del metallo di una componente dell'impianto, cioè la vite sebbene le protesi supportate da impianti devono resistere alle capacità di carico dei singoli pazienti a prescindere dal carico o dalla parafunzione.

È necessario quindi controllare la parafunzione prima e dopo il trattamento per prevenire la compromissione della riuscita del trattamento stesso. L'utilizzo di *bite* può determinare un rilassamento della muscolatura dell'apparato stomatognatico e ridurre i fenomeni di parafunzione.

## 2. ANALISI SPERIMENTALE

Le indagini sperimentali riguardanti le analisi microtomografiche sono state eseguite presso il Dipartimento di Tecnologie e Salute, dell'Istituto Superiore di Sanità di Roma, nell'ambito dell'Accordo di collaborazione scientifica tra quest'ultimo e il Dipartimento di Scienze odontostomatologiche dell'Università "La Sapienza" di Roma, dal titolo "Biomeccanica e morfologia 3D in odontoiatria e implantologia".

### 2.1. Materiali e metodi

L'obiettivo di questo studio è stato la valutazione comparativa della quantità di area disponibile all'osteointegrazione di impianti dentali, attualmente in uso e definiti *short implant*, aventi differenti disegni implantari, tramite indagine microtomografica. A tale scopo, tra le case produttrici più famose, sono stati selezionati sei impianti dentali aventi dimensioni, come la lunghezza e il diametro, inferiori a quelle dei dispositivi comunemente utilizzati, e con la conformazione superficiale della *fixture* sia a spire quadrate, sia a spire standard a V, sia a spire a sperone e sia a superficie liscia. I sei impianti sono stati suddivisi in:

- *campione 1*  
impianto corto sabbato e mordenzato;
- *campione 2*  
Impianto corto con superficie porosa;
- *campione 3*  
impianto di dimensioni standard con filettatura a V;
- *campione 4*  
impianto di dimensioni standard con filettatura mista;
- *campione 5*  
impianto corto con spire quadrate;
- *campione 6*  
impianto di dimensioni ridotte sabbato e mordenzato con superficie bioattiva.

La microtomografia computerizzata (micro-TC) utilizzata in questo lavoro, è un nuovo genere di tecnica non distruttiva, che consente di ottenere informazioni sulla struttura interna dei campioni indagati, fornendo immagini ad alta risoluzione, senza danneggiare il campione stesso o prepararlo in alcun modo (non sono necessari tagli, coperture o trattamenti chimici del campione); essa è sostanzialmente una forma miniaturizzata dell'esame tomografico convenzionale ampiamente utilizzato in oncologia.

Le tecniche convenzionali, quali il microscopio ottico ed elettronico, possono fornire delle informazioni importanti sui campioni, che però devono essere trattati o sezionati correttamente; inoltre un grande interesse per la microscopia moderna è poter ottenere informazioni tridimensionali. Le informazioni circa la struttura tridimensionale potrebbero essere ottenute dall'immagine di una superficie o da una combinazione di parecchie fette sottili; ma in entrambi i casi le informazioni non possono essere certe. Poiché i metodi di taglio o di preparazione con tecniche distruttive possono cambiare drammaticamente la struttura del campione. Tuttavia, molti campioni non possono essere studiati in questo modo, perché può risultare impraticabile sezionarli o possono essere addirittura danneggiati. Questo significa che la struttura interna

dimensionale dell'oggetto 3D può essere studiata soltanto in maniera distruttiva; ma in molti casi sono richieste tecniche non-invasive di visualizzazione.

Per la microscopia un aspetto importante è rappresentato dall'interpretazione quantitativa delle immagini, in termini di parametri rappresentativi della microstruttura dell'oggetto (1, 2). Anche se la maggior parte dei microscopi includono o possono essere collegati con i potenti sistemi di elaborazione di immagini, l'interpretazione del contrasto è ancora il problema principale. Per esempio, una micrografia bidimensionale della superficie di un oggetto non permette di dedurre le caratteristiche morfologiche precise poiché questo richiederebbe informazioni anche sulla terza dimensione. Inoltre, il contrasto dell'immagine è generato non soltanto dalla morfologia dell'oggetto ma da altri fattori quali, ad esempio, la composizione. D'altra parte, le informazioni micromorfologiche corrette possono essere ottenute facilmente da un insieme di sezioni trasversali piane sottili che contengono soltanto informazioni di densità, dalla quale possono essere calcolati i parametri numerici bidimensionali e tridimensionali della microstruttura interna.

A tale riguardo, un microscopio ideale 3D, dal punto di vista dell'utente dovrebbe fare fronte alle seguenti richieste:

- un oggetto dovrebbe essere esaminato in condizioni naturali;
- qualsiasi zona all'interno dell'oggetto tridimensionale dovrebbe essere visualizzata in modo non distruttivo in 3D con ingrandimento sufficiente;
- le caratteristiche numeriche della struttura interna (morfologia e composizione) dovrebbero essere dedotte attendibilmente in tutta la fetta bidimensionale.

Tenendo conto delle tecniche microscopiche esistenti, si può pensare che le informazioni della struttura interna di un oggetto in condizioni naturali possono essere ottenute dalla trasmissione dei raggi X. La combinazione della tecnica della trasmissione dei raggi X con la ricostruzione tomografica permette di ottenere le informazioni tridimensionali sulla microstruttura interna. In questo caso, qualsiasi zona interna può essere ricostruita come insieme delle sezioni trasversali piane che possono essere utilizzate per analizzare i parametri morfologici bi e tridimensionali. Con il metodo dei raggi X, il contrasto nelle immagini è una combinazione tra le informazioni di composizione e quelle di densità dell'oggetto in esame. In alcuni casi le informazioni sulla composizione possono essere separate dalle informazioni di densità. Recentemente c'è stato un miglioramento significativo nello sviluppo dei microscopi a raggi X usando la sorgente di sincrotrone. Tuttavia, questa strumentazione è piuttosto complicata e costosa e non facilmente accessibile alla maggior parte dei ricercatori. D'altra parte, negli ultimi anni ci sono stati dei significativi miglioramenti nella tecnologia delle sorgenti a raggi X tali da poter produrre dei tubi catodici sigillati compatti economici e con una durata maggiore. Poiché queste sorgenti emettono una radiazione policromatica non si possono utilizzare gli obiettivi dei raggi X per ingrandimento ottico. Tuttavia, è possibile ottenere un ingrandimento geometrico.

La microtomografia a raggi X soddisfa questa richiesta; in buona sostanza viene applicato lo stesso principio della Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) medica, con in più la possibilità di realizzare ricostruzioni 3D delle strutture di interesse.

La ricostruzione tomografica permette di ottenere delle informazioni tridimensionali dettagliate sulla microstruttura interna e sui parametri morfologici (1, 2). La tecnica tomografica (dal greco *tomos* = taglio), meglio conosciuta come TAC è un'indagine che consente di ottenere immagini di sezioni (*slice*) dell'oggetto in esame.

L'oggetto viene investito da un fascio di raggi X i quali, dopo l'attraversamento del campione, giungono sul rivelatore. Il risultato di tale processo è la formazione di un'immagine bidimensionale (proiezione).

Il campione viene ruotato per ottenere tante proiezioni quante sono gli angoli di rotazione. La composizione di tali proiezioni (mediante algoritmi sofisticati) fornisce l'immagine di una *slice* del campione. Poi alla rotazione del campione si aggiunge anche un moto di traslazione del sistema sorgente-rivelatore; questo permette di ottenere le singole *slice* a diverse altezze; sovrapponendo infine queste ultime è possibile ottenere una ricostruzione tridimensionale dell'intero campione e quindi la completa visualizzazione delle sue strutture esterne e interne.

Le informazioni che si ricavano sono relative alla capacità di assorbimento del materiale e, quando un fascio di raggi X propaga in una dimensione attraverso un campione, l'intensità dei raggi, intesa come il numero di fotoni che entra nel campione, varia; ciò è dovuto all'attenuazione prodotta dal materiale. Nelle analisi tomografiche si effettua un numero elevato di proiezioni, da cui si rileva la distribuzione spaziale dell'attenuazione subita dalla radiazione. Le analisi forniscono dunque un parametro, legato all'assorbimento della radiazione, definito coefficiente di assorbimento. Dalle analisi tomografiche si elaborano immagini, corrispondenti a sezioni del campione in esame, in cui è evidente la distribuzione spaziale di tale coefficiente. Le immagini sono in bianco e nero e alle diverse sfumature di grigio corrispondono differenti valori di assorbimento: il nero e il grigio scuro corrispondono a bassi valori di assorbimento (bassa densità del materiale); al contrario al bianco e al grigio chiaro corrispondono alti valori di assorbimento (alta densità del materiale); l'analisi permette dunque la valutazione quantitativa della densità di un materiale.

La combinazione delle tecniche a raggi X con la rielaborazione tomografica consente di ottenere informazioni sulla microstruttura interna del campione, ricostruendo ogni singola area come un package di visualizzazioni volumetriche. Il contrasto nell'immagine è il risultato delle informazioni ottenute sulla densità e sulla composizione del campione.

L'immagine del campione ricostruita al computer potrà essere quindi sezionata, esplorata al suo interno e misurata senza danneggiamento del campione stesso.

Tutti i campioni di impianti dentali del tipo *short implant* sono stati posizionati ortogonalmente su un supporto per essere inseriti nella strumentazione per l'analisi microtomografica. Tali analisi sono state eseguite mediante la strumentazione Skyscan modello 1072 per calcolare e valutare la superficie totale di area deputata al contatto osseo.

Dopo che i campioni sono stati posizionati all'interno dello Skyscan 1072, tramite il software di gestione e acquisizione vengono opportunamente traslati in direzione verticale e orizzontale in modo da centrare la parte interessata all'indagine, rispetto alla sorgente. Inoltre, tramite lo stesso software sono stati stabiliti i seguenti parametri di acquisizione:

- alimentazione della sorgente dei raggi X con tensione a 100 kV e corrente a 98  $\mu$ A;
- passi di rotazione uguali a 0.45° C;
- angolo di rotazione totale pari a 180° C;
- filtro di alluminio di 1 mm di spessore di fronte all'oscillatore;
- ingrandimento tra 20X e 35X;
- risoluzione dei pixel da 8,37 micron a 14,64 micron.

Dopo l'acquisizione con tali parametri si ha una prima ricostruzione dei campioni tramite delle fette (2D *slice*) bidimensionali che sono state elaborate e ottenute usando un software dedicato, che ha generato tali *slice* in *file* di formato tiff (*tagged image file format*), diffusamente utilizzato per le immagini. Questa prima ricostruzione dei campioni tramite immagini bidimensionali è possibile visualizzarla in modo dinamico utilizzando un programma di visualizzazione dinamica.

Tramite il software di ricostruzione 3D è stato possibile ottenere il calcolo della superficie esterna di contatto degli impianti analizzati.

## 2.2. Risultati e discussione

In Tabella 1 sono mostrati i valori delle superfici di contatto, ottenute tramite software, per ogni diversa tipologia di impianto dentale definito *short implant*.

**Tabella 1. Superfici di contatto ottenute tramite analisi microtomografica nei diversi campioni**

Impianti dentali	Diametro x lunghezza (mm)	Superficie laterale (mm <sup>2</sup> )
Campione 1	4,1 x 6	110,70
Campione 2	4,1 x 7	130,77
Campione 3	3,5 x 10	178,07
Campione 4	3,3 x 12	185,11
Campione 5	4,5 x 6	210,89
Campione 6	3,3 x 9	185,37

I campioni 1, 2 e 5 sono gli impianti di minore lunghezza ma di diametro maggiore, rispetto ai campioni 3, 4 e 6 che sono per entrambe le dimensioni più vicini a quelli usati nella normale attività implantologica clinica.

A parità di diametro e di lunghezza simile si può osservare che i campioni 4 e 6 hanno mostrato lo stesso valore di superficie laterale. Il campione 3, pur di diametro leggermente maggiore dei precedenti, mostra una superficie laterale inferiore.

I campioni 1 e 2, quasi a parità di dimensioni, mostrano delle superfici laterali simili, con il campione 2 che presenta l'area maggiore anche in considerazione della sua lunghezza maggiore.

Il campione 5, con dimensioni similari all'1 e al 2, ma con un diametro maggiore presenta una superficie considerevolmente superiore a quella degli altri due campioni similari in dimensioni. Inoltre possiamo osservare che il campione 5 ha fornito una superficie di contatto superiore anche a quella dei campioni con lunghezza maggiore e simili agli impianti convenzionali.

Tramite il software di ricostruzione 3D sono state ottenute le immagini degli impianti (Figura 2) tramite le quali è possibile apprezzare la morfologia superficiale e osservare a livello micrometrico le diverse caratteristiche strutturali esterne.

La Figura 2 mostra la superficie del campione 1 dove si osserva una filettatura limitata a pochi elementi. Dall'osservazione della figura dei campioni 3, 4, 6, dalle dimensioni simili a quelle degli impianti convenzionali, si può apprezzare la lavorazione e l'effetto dei trattamenti superficiali effettuati nel tentativo di migliorare il contatto con l'osso e quindi favorire una buona osteointegrazione. Esaminando le foto degli altri tre campioni, l'1, il 2 e il 5, che sono di lunghezza notevolmente inferiore ma di diametro superiore ai precedenti, possiamo osservare la loro differente struttura superficiale, che è stata così ideata per ottenere una stabilità e una osteointegrazione anche in caso di ridotto spessore di osso a disposizione per un intervento di implantologia.

Osserviamo in particolare la diversa forma delle lavorazioni superficiali, da filettature con passo e profondità diverse ad assenza di queste e, in particolare nel campione 5 si può notare una conformazione della filettatura a gradini o simili ai denti di un ingranaggio.

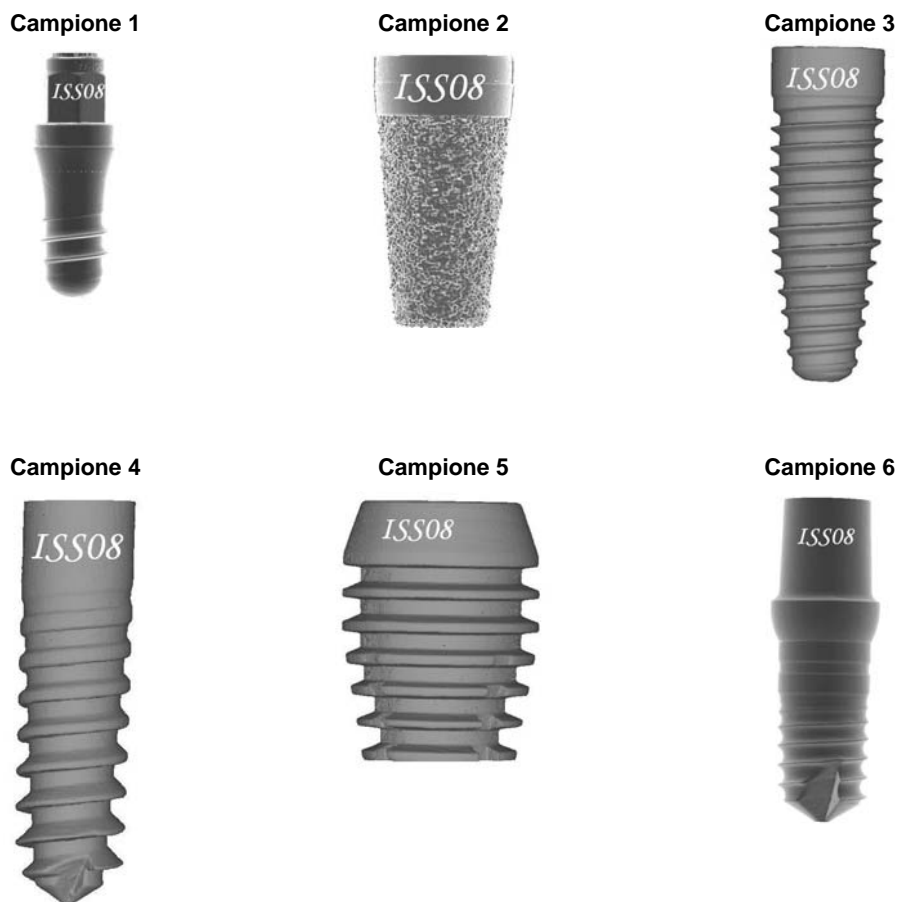


Figura 2. Ricostruzione microtomografica 3D dei campioni

Allo scopo di ottenere un ancoraggio di un impianto dentale e la sua conseguente osseo-integrazione, in una quantità d'osso solitamente considerata insufficiente, si stanno recentemente utilizzando degli impianti di ridotte dimensioni. È stato necessario ridurre drasticamente le lunghezze a scapito di una forte riduzione anche delle relative superfici di contatto con l'osso. Per mantenere il rapporto, dimensioni impianto/superficie di contatto, inalterato o anche aumentarlo sono stati realizzati impianti con diametro maggiore, in modo da incrementare tale superficie. Si presuppone anche che tale aumento del diametro dell'impianto possa contribuire ad una maggiore stabilità nell'osso.

La diversa morfologia del corpo e delle spire implantari dei sistemi implantari analizzati è riconducibile a motivazioni di tipo chirurgico e protesico. Infatti, una prima tipologia di sistematiche (campione 1) analizzate prevedono un posizionamento dell'impianto e una connessione *fixture-abutment* sovracrestale con un solo intervento chirurgico.

Una seconda tipologia (campioni 2, 3, 4 e 6) è stata progettata per un posizionamento implantare e una connessione *fixture-abutment* a livello crestale. In questo caso l'intervento chirurgico è solitamente in due fasi (impianto sommerso), ma in alcuni casi può essere effettuato in un unico tempo operatorio (impianto non sommerso).

La terza tipologia di sistemica implantare analizzata (campione 5) prevede un posizionamento implantare e una connessione impianto-*fixture* subcrestale di entità variabile (da 1 mm a 6 mm). Anche in questo caso l'intervento può essere in uno o due fasi.

È intuitivo come la diversa posizione della *fixture* rispetto al livello della cresta ossea determina che gli impianti della prima e della seconda tipologia hanno una parte di superficie totale non a contatto diretto con l'osso e quindi non sottoposta a carichi occlusali di tipo fisiologico o patologico.

Contemporaneamente, queste superfici non funzionali non possono contribuire all'aumento dell'area di contatto osso-impianto.

Queste considerazioni potrebbero spiegare i risultati della nostra valutazione sperimentale in cui l'impianto di lunghezza minore ma di diametro maggiore e con posizionamento subcrestale ha mostrato una superficie laterale con potenziale disponibilità di contatto osso – impianto maggiore rispetto a *fixture* di lunghezza maggiore.

Inoltre, nella presente analisi sperimentale, gli impianti che hanno mostrato una maggiore superficie laterale sono quelli caratterizzati da un design delle spire di tipo quadrato, e da una superficie implantare rugosa o porosa.

Queste osservazioni sono in linea con molti studi presenti in letteratura (69-71) in cui si è apprezzata una maggiore percentuale di contatto osso-impianto per *fixture* con superfici trattate e un aumento di superficie funzionale per impianti con spire quadrate.

## 2.3. Conclusioni

I risultati preliminari del nostro studio permettono di formulare le seguenti conclusioni:

- In considerazione della notevole area di superficie laterale osservata gli impianti corti con specifico design possono essere considerati come valide alternative agli impianti standard in condizioni cliniche particolari (atrofie dei mascellari; rapporti di vicinanza a strutture anatomiche nobili, pazienti che non possono o non vogliono essere sottoposti ad interventi di chirurgia ossea rigenerativa).
- Tra i vari impianti corti disponibili in commercio, quelli con diametro maggiore (4-4,5 mm) e design delle spire quadrate potrebbero mostrarsi più indicati dal punto di vista biomeccanico.

Sono necessari ulteriori studi su modello animale e valutazioni cliniche, di tipo randomizzato longitudinale per confermare i dati ottenuti e le supposizioni formulate.

## BIBLIOGRAFIA

1. Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, Gonshor A. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(1):73-83.
2. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(3):161-72.
3. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental Implant System in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(4):225-34.
4. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(4):381-9.
5. Brocard D, Barthet P, Baysse E, Duffort JF, Eller P, Justumus P, Marin P, Oscaby F, Simonet T, Benqué E, Brunel G. A multicenter report on 1,022 consecutively placed ITI implants: a 7-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(5):691-700.
6. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
7. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
8. Friberg B, Gröndahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-9.
9. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17(4):232-6.
10. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):62-71.
11. Tarnow DP. The evolution of periodontal/implant treatment. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000;12(1):62.
12. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:146-55. Review.
13. Levine RA, Clem D, Bearle J, et al. Multicenter retrospective analysis of the solid – screw ITI implant for posterior single – tooth replacements. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2002;17:550-6.
14. Rokni Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crown – to – root ratios with short sintered porous – surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2005;20:69-76.
15. Schwarz-Arad D, Dolev E. The challenge of endosseous implants placed in the posterior partially edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000;17:191-201.
16. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17:126-31.
17. Misch CE. *L'odontoiatria implantare contemporanea*. Napoli: Antonio Delfino Ed.; 2000.



18. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(2):144-53.
19. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25(7):889-902.
20. Pompa G, D'addona A, Nicolini E, Quaranta A. *Concetti di biomeccanica in implantoprotesi*. Bologna: Edizione Martina; 2001.
21. Brosh T, Persovski Z, Binderman I. Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(6):729-35.
22. Carr AB, Beals DW, Larsen PE. Reverse-torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(5):598-603.
23. Carr AB, Larsen PE, Papazoglou E, McGlumphy E. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(2):167-74.
24. Carr AB, Papazoglou E, Larsen PE. The relationship of Periotest values, biomaterial, and torque to failure in adult baboons. *Int J Prosthodont* 1995;8(1):15-20.
25. Cawley P, Pavlakovic B, Alleyne DN, George R, Back T, Meredith N. The design of a vibration transducer to monitor the integrity of dental implants. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1998;212(4):265-72.
26. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prosthesis: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(5):465-75.
27. Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech* 2000;33(11):1489-95.
28. Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical response to functional and therapeutic loading of a retromolar endosseous implant used for orthodontic anchorage to mesially translate mandibular molars. *Implant Dent* 1995;4(4):246-58.
29. Pesun IJ, Brosky ME, Koriath TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold; screw fastening. *J Prost Dent* 2001;86(1):15-9.
30. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(5):448-57.
31. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Puers R, Vander Sloten J, Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehab* 2000;27(9):744-53.
32. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72(9):1276-86.
33. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater* 1995;6(4):267-82.
34. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(6):407-18.
35. Vander Sloten J, Hobatho MC, Verdonck P. Applications of computer modelling for the design of orthopaedic, dental and cardiovascular biomaterials. *Proc Inst Mech Eng(H)* 1998; 212(6):489-500.

36. Koriouth TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prost Dent* 1999;82(3):312-6.
37. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5):529-36.
38. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of fiat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(1):33-41.
39. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent* 1999; 8(4):376-86.
40. Ogawa T, Ozawa S, Shih JH, Ryu KH, Sukotjo C, Yang JM, Nishimura I. Biomechanical evaluation of osseous implants having different surface topographies in rats. *J Dent Res* 2000; 79(11):1833-7.
41. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000* 1994; 4:23-40.
42. Meier E. Biomechanics and implants. The 1998 annual meeting of the Swiss Society for Implantology (SGI), Biomechanics and Implants of 10 June 1998 in Davos. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1999; 109(2):202-4.
43. Riley R. Basic biomechanical considerations for implant case planning. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 1995;12(9):24-8.
44. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous región. *J Oral Rehab* 2000;27(1):15-21.
45. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of doublé or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular región. *J Oral Rehab* 2000;27(10):842-5.
46. Stanford CM. Biomechanical and functional behavior of implants. *Adv Dent Res* 1999;13:88-92.
47. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent* 1998; 7(4):277-85.
48. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-bone reconstructions. *Periodont 2000* 1998;17:119-24.
49. Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of literature. *Technol Health Care* 1997;5(4):253-73.
50. Assal J, Assal P, Arnaud C. Modification of some occlusion concepts in implant dentistry: thoughts inspired by clinical experience. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2001;111(2):159-163.
51. Branemark R, Ohrnell LO, Skalak R, Carlsson L, Branemark PI. Biomechanical characterization of osseointegration: an experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res* 1998;16(1):61-9.
52. Brunski JB. *In vivo* bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implantinterface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.
53. Balshi TJ, Hernández 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.
54. Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao RT. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *J Calif Dent Assoc* 2000;28(10):771-9.
55. Cook P. Current implant biomechanical concepts and controversies. *N M Dent J* 1997;48(1):18-20.
56. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants:current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):15-46.

57. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil* 2006;33(4):282-92.
58. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A sistematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(suppl 3):197-212.
59. Almas K, Bulman JS, Newman HN Assessment of periodontal status with CPITN and conventional periodontal indices. *J Clin Periodontol* 1991;18(9):654-9.
60. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(2):100-9.
61. Lindstrom H, Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(1):34-42.
62. Voitik AJ. A cióse look at the restorative needs of patients with dental implants: Part 2. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 1995;12(6):45-9.
63. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol 2000* 1994;4:127-38.
64. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
65. Lekholm U, Gunne J, Henry P, *et al.* Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639-45.
66. Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T, Taylor TD. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. *Int j Oral Maxillofac Implants* 2003;18:561-5.
67. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten – year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:517-21.
68. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Den Clin North Am* 1998;42:71-89.
69. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent* 2003;12(4):306-17.
70. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today* 2005;24(8):64-6, 68.
71. Bumgardner JD, Boring JG, Cooper RC Jr, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA, Misch CM, Steflik DE. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent* 2000;9(3):252-60.

*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 Tipografia Facciotti srl  
Vicolo Pian Due Torri 74, 00146 Roma*

*Roma, ottobre-dicembre 2008 (n. 4) 8° Suppl.*