

TEMPI E MODALITÀ DI APPLICAZIONE DEL CARICO PROTESICO IN IMPLANTOLOGIA: PROPOSTA DI UN METODO DI VALUTAZIONE CLINICA

Pierluigi Pelagalli, Franco Weisz

RIASSUNTO: Le recenti acquisizioni in implantologia orale, quali nuove superfici implantari, tecniche di rigenerazione ossea, carico immediato ecc., hanno messo in discussione i parametri standard di riferimento stabiliti da Brånemark e collaboratori sui tempi di attesa per l'osteointegrazione prima della protesizzazione degli impianti (3 mesi per la mandibola e 6 per il mascellare superiore). Da qui l'esigenza da parte del clinico di avere nuovi parametri di riferimento che includano i vari aspetti delle riabilitazioni implantoprotetiche. Viene proposto un metodo per stabilire tempi e procedure di applicazione del carico protesico negli edentulismi parziali e totali, che si basa su una valutazione clinica dei fattori di rischio biomeccanico insiti nelle riabilitazioni implantoprotetiche. Sono stati individuati 7 parametri biomeccanici che determinano la capacità degli impianti di mantenere l'osteointegrazione dopo l'applicazione del carico protesico: qualità ossea, torque di inserzione, lunghezza degli impianti, numero e distribuzione degli impianti, forza masticatoria del paziente, arcata antagonista, superficie implantare. Ciascun parametro, secondo le caratteristiche del caso clinico, può rappresentare livelli di rischio biomeccanico diversi distinti in basso, medio, alto, critico, e a ciascuno viene assegnato un punteggio numerico a crescita esponenziale (0, 3, 9, 27). La somma dei punteggi di tutti i parametri darà un Valore di Rischio Biomeccanico Complessivo. A questo verrà fatto riferimento per definire le modalità e i tempi di applicazione del carico protesico. Le differenti procedure comprendono il carico immediato, il carico differito, il carico graduale progressivo.

PAROLE CHIAVE: carico differito, carico immediato, carico progressivo, valore di rischio biomeccanico

SUMMARY: Titolo inglese Titolo inglese Titolo inglese Titolo inglese Titolo inglese Titolo inglese Titolo inglese. The development of new evidence in oral implantology such as new implant surfaces, immediate loading, regenerative techniques etc., brings into question the reference standard parameters established by Branemark and coll. about implants loading (3 months for mandible, 6 months for the maxilla). Here comes the need of creating an indicative schedule for clinicians including the various aspects of implant prosthesis rehabilitations. Authors suggest a method to establish times and procedures for the application of prosthetic loading in partial and total edentulisms based on a clinical evaluation of biomechanical risk factors involved in implant-prosthetic rehabilitations. Seven biomechanical parameters determining the capacity of implants to maintain osseointegration after the application of prosthetic loading have been identified: bone quality, insertion torque, implant length, number of implants and implant distribution, chewing strength of the patient, opposite arch, implant surface. According to the characteristic of each clinical case, every parameter can represent different biomechanical risk levels that can be distinguished as low, medium, high and critical to which is assigned a numerical score with exponential growth (0, 3, 9, 27). The total of the scores of all parameters represents a Comprehensive Biomechanical Risk Value. We refer to this value to define the times and procedures of application of prosthetic loading. The different procedures include immediate loading, delayed loading, progressive loading.

KEY WORDS: biomechanical risk value, delayed loading, immediate loading, progressive loading

Il sovraccarico risulta essere la principale causa di fallimento degli impianti osseointegrati dopo l'applicazione della protesi¹. Esso si determina per l'eccessiva entità delle forze di carico in relazione alla capacità del sistema osso-im-

pianto-protesi di sostenerle. L'analisi dei fattori biomeccanici del restauro implantoprotetico, ossia lo sviluppo delle forze della masticazione e la loro distribuzione su un complesso sistema costituito da tessuti biologici e parti meccaniche, ri-

sulta essenziale al fine di minimizzare i rischi e le complicanze da sovraccarico, assumendo sempre più il significato di chiave di successo in implantologia²⁻⁴.

Le complicanze legate al sovraccarico possono manifestarsi a livello

IMPLANTOLOGIA

delle parti meccaniche (allentamento delle viti⁴, frattura delle viti, frattura dell'impianto o dell'abutment, frattura del rivestimento protesico⁶), o a livello biologico con riassorbimento dell'osso perimplantare a partire dalla cresta fino alla perdita dell'osteointegrazione⁷⁻⁹.

Il metabolismo del tessuto osseo è regolato da un'interazione tra fattori metabolici specifici (paratormone, vitamina D ecc.) e sollecitazioni meccaniche a cui è fisiologicamente sottoposto. Proprio in relazione agli stimoli meccanici, il tessuto osseo subisce delle modificazioni nella forma e nella struttura che dipendono dall'entità degli stimoli stessi.

In implantoprotesi, il primo anno di applicazione del carico protesico è considerato il più a rischio in quanto non sempre il tessuto osseo perimplantare ha raggiunto una maturazione completa e un grado di mineralizzazione sufficiente a sostenere il carico stesso¹⁰. Bisogna inoltre considerare che oltre all'entità del carico, anche il supporto sul quale il carico si distribuisce e le modalità di distribuzione possono variare ed entrambi i fattori sono influenzati da diversi parametri. Non è possibile quindi attenersi a un unico protocollo per le procedure e i tempi di applicazione del carico protesico nelle differenti situazioni cliniche.

In accordo con queste considerazioni e facendo riferimento ai dati della letteratura, è stata messa a punto una metodica che consente di analizzare le principali variabili biomeccaniche e la loro incidenza in ciascun caso clinico, al fine di poter

applicare il carico protesico nelle modalità e nei tempi dettati dalle caratteristiche biomeccaniche proprie ovvero dalla capacità di sostenere quelle determinate funzioni da parte di quello specifico sistema implantoprotesico.

Sono stati individuati 7 parametri biomeccanici che determinano la capacità degli impianti di mantenere l'osteointegrazione dopo il carico protesico: qualità ossea, entità del torque di inserzione degli impianti, lunghezza, numero e distribuzione degli impianti, forza masticatoria del paziente, caratteristiche dell'arcata antagonista, superficie implantare.

A ciascun parametro viene assegnato un punteggio numerico crescente in maniera esponenziale (0 - 3 - 9 - 27) a seconda del livello di rischio biomeccanico (basso - medio - alto - critico) che rappresenta in quella determinata situazione clinica.

La somma dei punteggi di tutti i parametri darà un Valore di Rischio Biomeccanico Complessivo. A questo verrà fatto riferimento per definire le modalità e i tempi di applicazione del carico protesico secondo le differenti procedure che comprendono: carico immediato, carico differito e carico graduale progressivo. Più basso sarà il punteggio finale complessivo, minore l'entità del rischio biomeccanico insito nella riabilitazione implantoprotesica e prima si potrà procedere all'applicazione del carico protesico.

In questo modo le forze di carico vengono modulate in ragione delle capacità di sostegno del singolo sistema implantoprotesico, in modo da rientrare nel range di tolleranza

del tessuto osseo agli stimoli meccanici, promuovendo così rimodellamento e mineralizzazione dell'osso perimplantare.

PARAMETRI BIOMECCANICI E LORO CARATTERISTICHE

QUALITÀ DELL'OSSO

La qualità dell'osso determina le proprietà meccaniche (densità, elasticità, resistenza) e quindi determina il tipo di risposta alle sollecitazioni meccaniche, ossia la capacità di sostenere le forze di carico^{11,12}.

Dati della letteratura riportano differenti percentuali di successo a seconda delle caratteristiche strutturali del tessuto osseo ospite, con maggiore incidenza di fallimento degli impianti inseriti in osso di scarsa densità^{13,14}.

L'osso poco mineralizzato possiede un range di tolleranza al carico inferiore rispetto a un osso più denso. Ne consegue che in fase di protesizzazione e di applicazione del carico si devono osservare atteggiamenti diversi e rispettare le diverse caratteristiche biomeccaniche.

Facendo riferimento alla classificazione di Lekholm e Zarb si possono distinguere 4 tipologie di osso: tipo 1, osso omogeneo e compatto e interamente costituito da componente corticale; tipo 2, osso di densità eccellente con componente corticale spessa e densa trabecolatura interna; tipo 3, osso di densità discreta con sottile cresta corticale porosa e densa trabecolatura interna; tipo 4, osso di densità minima con assenza di corticale e trabecolatura

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO
IN BASE ALLA QUALITÀ OSSEA

Qualità ossea	Rischio biomeccanico	Punti
Tipo 2	Basso	0
Tipo 1	Medio	3
Tipo 3	Alto	9
Tipo 4	Critico	27

TABELLA 1

poco densa che occupa quasi l'intero volume di osso.

La densità ossea iniziale, quindi, non solo è responsabile della immobilizzazione dell'impianto durante le prime fasi di guarigione (stabilità primaria), ma influisce sulla distribuzione e sulla trasmissione dei carichi nelle prime fasi di protesizzazione¹⁵.

Di contro, una eccessiva compatezza e mineralizzazione dell'osso corticale con assenza della componente midollare (osso tipo 1), può risultare sfavorevole per la difficoltà di preparazione del sito implantare, con rischio di surriscaldamento per il forte attrito delle frese sull'osso e la scarsa vascolarizzazione che ostacola i processi di guarigione.

In base a queste considerazioni per la tabella di valutazione del rischio biomeccanico, l'osso di tipo 2 viene considerato a basso rischio biomeccanico e gli verrà assegnato punteggio 0; quello di tipo 1 a medio rischio quindi con punteggio 3; quello di tipo 3 ad alto rischio con punteggio 9 e infine quello di tipo 4, il più sfavorevole, viene considerato a rischio critico con punteggio 27 (tabella 1).

L'osso rigenerato viene considerato di tipo 4 in quanto necessita di molto tempo prima di completare la propria maturazione.

TORQUE DI INSERZIONE

L'entità di torque utilizzata al momento dell'inserzione dell'impianto è il parametro che determina il grado di stabilità primaria dell'impianto stesso¹⁶. La stabilità primaria iniziale è condizione essenziale per l'ottenimento dell'osteintegrazione e il livello di stabilità iniziale condiziona i tempi di applicazione del carico protesico.

Maggiore l'entità del torque iniziale, maggiore l'ancoraggio dell'impianto nell'osso, maggiore la capacità dell'impianto di sostenere il carico.

In particolare, per quanto che concerne il carico immediato un riferimento essenziale è proprio l'ancoraggio meccanico dell'impianto nell'osso al momento della sua inserzione, prima quindi che inizi e si completi il fenomeno dell'osteintegrazione.

Questo parametro è chiaramente condizionato dalla qualità ossea, ma è anche influenzato dal disegno del-

PUBBLICITÀ
X=131,147 V=-3

IMPLANTOLOGIA

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO PER TORQUE DI INSERZIONE

Torque di inserzione	Rischio biomeccanico	Punti
30 - 45 Ncm	Basso	0
20 - 30 Ncm	Medio	3
< 20 Ncm	Alto	9

TABELLA 2

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO PER LUNGHEZZA DEGLI IMPIANTI

Lunghezza degli impianti	Rischio biomeccanico	Punti
Impianti > corone cliniche	Basso	0
Impianti = corone cliniche	Medio	3
Impianti < corone cliniche	Alto	9

TABELLA 3

l'impianto, dalla sua forma, e dal disegno delle spire. Non è invece condizionato dal tipo di superficie implantare e dall'eventuale rivestimento presente su di essa.

Per la tabella di valutazione del rischio, si considerano torque di inserzione a basso rischio valori tra 30 e 45 Ncm; a medio rischio valori tra 20 e 30 Ncm; ad alto rischio valori inferiori ai 20 Ncm (tabella 2). Torque superiori ai 45 Ncm possono essere considerati potenzialmente dannosi per l'eccessiva compressione del tessuto osseo.

LUNGHEZZA DEGLI IMPIANTI

Le dimensioni dell'impianto sono un fattore determinante la quantità di superficie implantare a contatto

con l'osso e la capacità dell'impianto di sostenere le forze di carico.

Riguardo alla lunghezza degli impianti, dati della letteratura dimostrano che impianti più lunghi hanno una percentuale di successo e di sopravvivenza a lungo termine superiore a impianti più corti¹⁷.

Tuttavia, uno studio di Brånemark e collaboratori ha evidenziato come impianti molto lunghi con ancoraggio bicorticale presentino una perdita di osso crestale e una percentuale maggiore di complicanze correlate rispetto a impianti più corti, una volta ottenuta l'osteointegrazione¹⁸.

Da un punto di vista biomeccanico, la lunghezza degli impianti deve essere valutata in rapporto all'altezza

della corona clinica degli elementi dentari da sostituire, in modo da ottenere un braccio di leva favorevole. Nel caso di riabilitazioni con più impianti, alle quali questa metodica è essenzialmente rivolta, si devono considerare la media delle lunghezze degli impianti rispetto l'altezza delle corone protesiche.

Nella tabella di valutazione del rischio, si considera quindi il rapporto lunghezza impianti/lunghezza corone; se il rapporto è a favore degli impianti, sarà a basso rischio biomeccanico con punteggio 0; se il rapporto è uguale a 1, medio rischio biomeccanico con punteggio 3; se il rapporto è a sfavore degli impianti, alto rischio con punteggio 9 (tabella 3).

DISTRIBUZIONE DEGLI IMPIANTI

La posizione degli impianti rispetto alle forze di carico determina la modalità di distribuzione delle stesse sugli impianti.

Nelle riabilitazioni di edentulie parziali, 2 o 3 impianti posizionati sulla stessa linea favoriscono il generarsi di momenti flettenti in quanto tutte le forze applicate al di fuori di quella linea verranno a creare dei bracci di leva. Momenti flettenti molto pericolosi si determinano in caso di elementi in estensione (cantilever). La condizione più favorevole per minimizzare le forze di carico nelle edentulie parziali è quella di posizionare 3 impianti a "tripode" con l'impianto mediano fuori dall'asse mesiodistale di 2-3 mm. In questo modo si crea un poligono all'interno del quale tutte le forze applicate saranno omogeneamente distribuite su tutti gli impianti¹⁹⁻²⁰. In caso di edentulia totale, una corretta distribuzione degli impianti ad

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO
PER DISTRIBUZIONE DEGLI IMPIANTI

Distribuzione degli impianti	Rischio biomeccanico	Punti
Distribuzione su tutta l'arcata	Basso	0
Distribuzione a tripode	Medio	3
Impianti in linea	Alto	9
1-2 impianti con cantilever	Critico	27

TABELLA 4

arco di cerchio permette di sostenere tutte le forze applicate all'interno dell'ampia superficie delimitata dalla posizione degli impianti. Nella tabella di valutazione del rischio sono state distinte 4 diverse situazioni. Si considerano a basso rischio le riabilitazioni totali con distribuzione ad arco di almeno 6 impianti per l'arcata mandibolare e 8 per il mascellare superiore e le overdenture su 4 impianti (punteggio 0); a medio rischio le riabilitazioni parziali su 3 impianti disposti a tripode (punteggio 3); ad alto rischio le protesi parziali con impianti posizionati in linea o su 2 impianti con elementi intermedi pontic (punteggio 9); mentre le riabilitazioni parziali di 1 o 2 impianti con elementi in estensione rappresentano un valore di rischio biomeccanico critico (punteggio 27) (tabella 4).

FORZA MASTICATORIA

L'entità delle forze della masticazione che si esercitano sugli impianti varia da un individuo all'altro ed è quindi un parametro variabile che deve essere considerato nell'ambito dell'analisi biomeccanica. Tali differenze si accentuano ulteriormente

se si considerano i pazienti parafunzionali.

La massima forza oclusale dipende dallo stato della dentizione e dalla muscolatura ossia dal morfotipo. Sono stati fatti diversi studi per quantificare la massima forza oclusale fisiologica.

Studi recenti²¹ indicano la massima forza verticale tra 45 e 550 lb che sta a indicare un ampio range con valori massimi sino a 10 volte superiori a quelli minimi.

In questo ambito si distinguono quindi 2 tipologie di pazienti: il morfotipo esile in grado di esercitare forze oclusali di scarsa entità, e il paziente con maggiori capacità di sviluppo di forze oclusali, che rientrano tuttavia per entità e tipologia nei valori fisiologici descritti.

Grandi differenze sono determinate dalle parafunzioni. Il bruxismo e il serramento sono i fattori più critici da valutare in ogni ricostruzione implantoprotesica. Le parafunzioni possono essere di entità lieve, moderata e severa.

Il bruxismo severo modifica le normali forze di masticazione per grandezza, frequenza, durata, direzione e tipo, e quindi risulta più difficil-

PUBBLICITÀ
X=131,147 Y=-3

IMPLANTOLOGIA

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO PER FORZA MASTICATORIA

Forza masticatoria	Rischio biomeccanico	Punti
Morfotipo esile	Basso	0
Normali forze di mastificazione	Medio	3
Parafunzioni lievi	Alto	9
Bruxismo severo	Critico	27

TABELLA 5

mente controllabile sino a diventare, in concomitanza con altri parametri biomeccanici sfavorevoli, una controindicazione assoluta per le riabilitazioni su impianti.

Il serramento è dato dalle forze esercitate da una superficie oclusale all'altra senza alcun movimento. Le forze esercitate sui denti risultano simili a quelle esercitate dai bruxisti per entità e durata, anche se si sviluppano assialmente al piano oclusale e per questo sono meno dannose rispetto a quelle generate dal bruxismo.

Per la tabella del valore di rischio biomeccanico, si distinguono 4 differenti situazioni. Viene considerato a basso rischio biomeccanico il morfotipo esile, a medio rischio il paziente con normali forze della masticazione, ad alto rischio il paziente con parafunzioni lievi (serramento e bruxismo moderato), a rischio critico quello con bruxismo severo (tabella 5).

ARCATA ANTAGONISTA

Le caratteristiche dell'arcata antagonista determinano le modalità di trasmissione degli stress meccanici sulla implantoprotesi.

Da un punto di vista biomeccanico, le differenze tra elementi naturali, protesi ad appoggio mucoso e protesi su impianti sono notevoli²². In particolare, un elemento dentario naturale sottoposto a carico assiale subisce un primo movimento intrusivo di circa 28 μm dovuto alla resilienza del legamento parodontale, quindi assente negli impianti, che svolge la funzione di ammortizzatore di shock viscoelastico. Successivamente subisce un movimento secondario meno ampio legato all'elasticità del tessuto osseo. Tale movimento sarà quindi presente anche negli impianti.

Durante un carico oclusale trasversale, le differenze tra elementi naturali e impianti è ancora più evidente. Il movimento primario dovuto alla presenza del legamento parodontale (assente negli impianti) ammonta a circa 56-108 μm , mentre il movimento secondario legato all'elasticità dell'osso può essere di 10-50 μm .

L'assenza del legamento parodontale in ambedue le arcate determina la perdita di sensibilità propriocettiva e nocicettiva, una diminuzione della capacità di percepire le

interferenze e quindi di compensare occlusioni traumatiche. I meccanismi di protezione in caso di traumi diminuiscono la loro efficienza e la trasmissione delle forze oclusali risulta più diretta e di maggiore entità.

Le forze oclusali trasmesse da protesi mobile ad appoggio mucoso risultano invece nettamente inferiori rispetto a quelle sviluppate da denti naturali o impianti. La massima forza oclusale è generalmente ridotta per l'atrofia muscolare e diminuisce con l'età, inoltre la resilienza dei tessuti ammortizza e assorbe parte del carico.

Si considera la presenza di protesi mobile ad appoggio mucoso come arcata antagonista un fattore a basso rischio biomeccanico, la presenza di elementi dentari naturali a medio rischio, mentre la presenza di protesi a supporto impiantare ad alto rischio biomeccanico (tabella 6).

SUPERFICIE IMPLANTARE

La superficie implantare è considerata un fattore determinante per l'ottenimento dell'osteointegrazione. Essa è la parte a diretto contatto con i tessuti dell'ospite e le sue caratteristiche influenzano le risposte cellulari e biochimiche dei tessuti perimplantari. Infatti le caratteristiche della superficie implantare determinano il tipo di legame che si instaura tra osso e impianto, la velocità di osteointegrazione e quindi la capacità di sostegno del carico protesico²³.

Studi sulla biologia ossea hanno evidenziato come le cellule del tessuto osseo crescano e proliferino meglio a contatto con superfici ruvide (rugofilia)²⁴. Inoltre impianti a superfi-

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO
PER ARCATA ANTAGONISTA

Arcata antagonista	Rischio biomeccanico	Punti
Protesi amovibile ad appoggio mucoso	Basso	0
Dentatura naturale	Medio	3
Implantoprotesi	Alto	9

TABELLA 6

VALORI DI RISCHIO BIOMECCANICO
PER SUPERFICIE IMPLANTARE

Superficie implantare	Rischio biomeccanico	Punti
Rivestimento in idrossiapatite	Basso	0
Titanio trattato	Medio	3
Titanio liscio	Alto	9

TABELLA 7

cie ruvida mostrano maggiore resistenza ai removal torque test²⁵ e offrono una percentuale maggiore di contatto osso-impianto²⁶. Queste caratteristiche si traducono clinicamente in una maggiore resistenza alle forze di carico.

Esistono diverse tecniche per il trattamento delle superfici implantari, di tipo aggiuntivo (Ha, Tps ecc.), sottrattivo (mordenzatura, sabbatura), combinazione tra i due (SLA), anodizzazione dello strato superficiale di ossido di titanio (TiUnite). In particolare l'idrossiapatite ha la capacità di legarsi chimicamente e creare un substrato molto favorevole al tessuto osseo, ottenendo così le migliori performance soprattutto nel breve periodo²⁷.

L'aumento della rugosità di superficie fino a un massimo di 1,25 μm è comunque sempre associato a una maggiore rapidità nell'ottenere un'alta percentuale di osteointegrazione.

Il tipo di superficie impiantare, invece, sembra non possa condizionare la stabilità primaria degli impianti, ossia la stabilità al momento dell'inserzione dell'impianto stesso, quindi è un parametro che non verrà preso in considerazione per il carico immediato. Se il punteggio ottenuto con i primi 6 test rientra nel range del carico immediato, questi non verrà calcolato.

Sulla base di queste considerazioni, si possono distinguere tre diverse categorie di superfici implantari (tabella 7).

PUBBLICITÀ
X=131,147 Y=-3

IMPLANTOLOGIA

PARAMETRI PER LA VALUTAZIONE DEL RISCHIO BIOMECCANICO COMPLESSIVO

Valore del rischio	Basso 0	Medio 3	Alto 9	Critico 27
Qualità dell'osso	Tipo 2	Tipo 1	Tipo 3	Tipo 4
Torque di inserzione	< 30-45 > Ncm	< 20-30 > Ncm	20 > Ncm	
Lunghezza degli impianti	Fixture > Corona	Fixture = Corona	Fixture < Corona	
Numero e distribuzione degli impianti	- Full arch - Overdenture mandibolare	Distribuzione a tripode	Distribuzione in linea	Impianti con cantilever
Forza masticatoria	Morfotipo esile	Normale forza masticatoria	Moderato parafunzionale	Bruxista
Arcata antagonista	Protesi mobile parziale o totale	Denti naturali	Impianti	
Superficie implantare	Bioattive	Titanio trattato	Titanio liscio	

TABELLA 8

MODALITÀ E TEMPI DI APPLICAZIONE DEL CARICO PROTESICO

Punteggio	Entità del rischio	Procedura
0 - 15	Basso	Carico immediato
12 - 45	Medio	Carico differito
42 - 75	Alto	Carico progressivo da 6 a 12 mesi
> 15	Critico	Modifica del piano di trattamento

TABELLA 9

METODO DI VALUTAZIONE DEL RISCHIO BIOMECCANICO

Scopo di questo metodo è valutare l'entità del rischio biomeccanico insito nelle riabilitazioni protesiche degli edentulismi parziali e totali al fine di stabilire tempi e modalità di applicazione del carico protesico^{28,29}.

In ciascun caso clinico va effettuata l'analisi dei fattori biomeccanici prima descritti e a ciascuno si asse-

gna il punteggio che rispecchia il grado di rischio che quel parametro rappresenta in quella determinata situazione.

Si è stabilito un punteggio crescente a incremento esponenziale (0 - 3 - 9 - 27) a seconda del livello di rischio biomeccanico (0 = nullo, 3 = medio, 9 = alto, 27 = critico) rappresentato nel caso clinico preso in esame (tabella 8).

La somma di questi valori individuati parametro per parametro darà un valore di rischio biomeccanico complessivo; questo rappresenta il

livello di rischio biomeccanico globale del caso clinico e a questo, in base a un'altra tabella (tabella 9), verrà fatto riferimento per stabilire le modalità e i tempi di applicazione del carico protesico. A valori di rischio biomeccanico complessivo bassi, corrisponderanno tempi di applicazione rapidi della protesi definitiva, mentre in condizione di alto o addirittura critico rischio biomeccanico complessivo si osserveranno tempi lunghi con graduale applicazione del carico protesico (tabella 10).

Le differenti procedure comprendono carico immediato, carico differito, carico graduale progressivo da 6 a 12 mesi. In questo modo le forze di carico vengono modulate in ragione delle capacità di sostegno di ogni singolo sistema, riducendo il rischio di sovraccarico e promuovendo il rimodellamento e la mineralizzazione del tessuto osseo perimplantare.

La metodica non va interpretata in modo schematico, ma esprime in

SCHEMA DI RIFERIMENTO PER L'APPLICAZIONE DEL CARICO PROTESICO
IN BASE AL VALORE DI RISCHIO BIOMECCANICO COMPLESSIVO

Valore del rischio	Somma totale	Applicazione del carico protesico
Basso	Compresa tra 0 e 15	Indicazioni per il carico immediato
Medio	Compresa tra 12 e 45	Indicazioni per il carico differito
Alto	Compresa tra 42 e 75	Indicazioni per il carico progressivo per un periodo da 6 a 12 mesi
Critico	Compresa > 15	Consigliabile una modifica del piano di trattamento implantoprotesico

TABELLA 10

maniera progressiva l'andamento parallelo tra l'aumento dell'entità del rischio biomeccanico e il tempo di attesa prima della protesizzazione definitiva. Così si possono avere differenze nell'ambito delle stesse tre procedure. Ad esempio, nell'ambito del carico differito, range di valore complessivo da 12 a 45, si osserverà un periodo dai 2 ai 6 mesi prima dell'applicazione della protesi, a seconda del valore ottenuto.

La stessa cosa è valida per il carico progressivo che può essere effettuato ad esempio per 6, 8, 10, 12 mesi. Inoltre sono presenti delle zone intermedie di passaggio tra una modalità e l'altra denominate "free decisional zone". Se si ottiene ad esempio un valore complessivo 12, ci si trova sia nel range del carico immediato che in quello del carico differito. Il clinico in base a proprie ulteriori opportune valutazioni, ha la possibilità di scegliere l'opzione più idonea.

Se in base all'analisi biomeccanica effettuata, il valore di rischio biomeccanico complessivo supera il punteggio 75, ci si trova in una situazione di rischio critico, ed è consigliabile modificare il piano di trattamento assicurando un maggiore

supporto implantare. Questo può essere realizzato aumentando il numero degli impianti, modificando la loro distribuzione, o con tecniche rigenerative modificando la condizione anatomica di partenza e quindi migliorando il rapporto dimensionale tra impianti e corone cliniche. Sono state anche descritte tecniche che consentono di modificare la struttura dell'osso, promuovendo l'aumento della mineralizzazione della spongiosa.

PROCEDURE DI APPLICAZIONE DEL CARICO PROTESICO

Vengono brevemente analizzate indicazioni e modalità delle differenti procedure di applicazione del carico protesico sugli impianti: carico immediato, carico differito, carico graduale progressivo.

CARICO IMMEDIATO

Consiste nell'applicazione della protesi al momento stesso dell'inserimento degli impianti. Gli aspetti biomeccanici fondamentali sono il grado di stabilità primaria e l'ancoraggio nell'osso dell'impianto,

fattori questi determinati dalla qualità ossea e dal torque di inserzione. Deve esserci un adeguato supporto implantare (lunghezza, numero e distribuzione degli impianti) e non devono esistere condizioni di carico sfavorevole (bruxismo). Infatti ad alcune situazioni particolari che si ritengono a livello di rischio "critico" è stato assegnato valore 27, in modo da risultare già di per sé escludenti il carico immediato il cui range è compreso tra 0 e 15. Queste situazioni sono l'osso di tipo 4, la protesi su 2 impianti con elementi in estensione, il bruxismo severo.

La superficie implantare, invece, riveste un ruolo secondario, in quanto la possibilità di applicare il carico protesico al momento dell'inserimento degli impianti è determinata unicamente dal rapporto meccanico che si crea con l'osso e non dal tipo di reazione chimica che necessita di un (seppur breve per alcuni casi) tempo minimo per realizzarsi. Per questo, se il valore di rischio biomeccanico complessivo dei primi 6 parametri presenti nella **tabella 8** è inferiore a 15, rientrando nel range del carico immediato, non viene considerato il tipo di superfi-

IMPLANTOLOGIA

cie implantare il cui valore non andrà sommato al valore complessivo. Qualora la somma dei primi 6 parametri fosse invece superiore a 15, andrà aggiunto il valore riguardante il tipo di superficie implantare che può influenzare la risposta dell'osso e le proprietà biomeccaniche degli impianti nel periodo successivo al loro inserimento.

CARICO DIFFERITO

È la procedura che prevede l'applicazione del carico protesico dopo l'avvenuta osseointegrazione. È un paradigma del protocollo originario di Brånemark, ed è tuttora la procedura utilizzata di routine e con maggiore follow-up. Rispetto ai parametri standard (3-4 mesi per la mandibola e 6 mesi per il mascellare superiore), l'avvento di superfici implantari trattate ha accelerato i tempi di carico suggeriti dalle case produttrici (2-4 mesi).

Attraverso la metodica di valutazione del rischio biomeccanico, è possibile stabilire nell'ambito stesso del carico differito, tempi diversi per l'applicazione della protesi non solo in base alla regione anatomica, come previsto da Brånemark, o in base al tipo di superficie implantare, come suggerito dalle case produttrici, ma guidati da una valutazione completa delle caratteristiche biomeccaniche del caso clinico in esame.

CARICO GRADUALE PROGRESSIVO

Questa procedura prevede l'applicazione graduale e modulata del carico protesico. La metodica nasce dall'osservazione che il maggior rischio di sovraccarico è durante il primo anno di carico^{30,31}.

Questo avviene per la insufficiente

mineralizzazione dell'osso perimplantare, per un non sufficiente livello di osteointegrazione o per un eccesso degli stress funzionali. Contenerne le sollecitazioni meccaniche in questa fase può limitare il rischio di riassorbimento osseo. Inoltre il graduale incremento degli stimoli meccanici può favorire l'ulteriore mineralizzazione dell'osso perimplantare rendendolo via via in grado di sostenere le forze trasmesse dalla protesi definitiva³².

L'applicazione graduale del carico consiste nell'utilizzo di una protesi provvisoria in resina con contatti occlusali centrici solo in corrispondenza dell'emergenza degli impianti, esclusione nei movimenti eccentrici e senza elementi in estensione. Questo provvisorio verrà utilizzato per un periodo compreso tra i 6 e i 12 mesi a seconda del valore di rischio biomeccanico complessivo. Si ritiene che tempi più brevi non siano in grado di promuovere e completare quelle modificazioni della struttura ossea perimplantare desiderate, tali da raggiungere un range di tolleranza al carico in grado di garantire il mantenimento dell'osteointegrazione.

Quindi in caso di valore di rischio biomeccanico complessivo alto, dopo un'attesa di 6 mesi per l'osteointegrazione, si applicherà una protesi provvisoria per un periodo da 6 a 12 mesi prima dell'applicazione della protesi definitiva. Questo periodo, inoltre, può essere utilizzato come una vera e propria fase di rodaggio ove, in caso di segnali di rischio come riassorbimento dell'osso crestale o perdita dell'osteointegrazione di uno degli impianti, si ha il tempo per apportare eventuali modifiche prima di realizzare la protesi definitiva.

CASI CLINICI

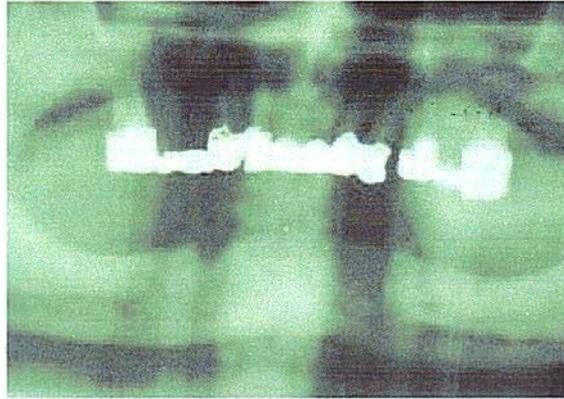
Vengono presentati alcuni casi clinici in cui è stata applicata questa metodica. Le caratteristiche biomeccaniche sono state individuate attraverso l'analisi dei singoli fattori e assecondate con i differenti approcci per quel che riguarda l'applicazione del carico protesico. Questi casi hanno il solo significato di fungere da esempio. Il follow up è di circa 8 anni per tutti i casi.

CASO CLINICO 1

Paziente maschio di 60 anni, in buone condizioni di salute, si presenta alla nostra osservazione per una riabilitazione totale dell'arcata inferiore con implantoprotesi (figura 1). Vengono posizionati 6 impianti (ITI Straumann) nella zona interforaminale (figura 2). La valutazione del rischio biomeccanico è risultata la seguente:

- *Qualità ossea:*
tipo 3, valore 9
 - *Torque di inserzione:*
< 30-45 > Ncm, valore 0
 - *Lunghezza impianti:*
> corona clinica, valore 0
 - *Numero e distribuzione:*
full-arch, valore 0
 - *Forza masticatoria:*
moderato parafunzionale, valore 9
 - *Arcata antagonista:*
denti naturali, valore 3
 - *Superficie implantare:*
Tps, valore 3
 - *Valore di rischio biomeccanico complessivo:* 24
indicazione per carico differito.
- È stata quindi applicata la protesi definitiva dopo 3 mesi dall'inserimento degli impianti (figura 3). Controllo radiografico a 8 anni (figura 4).

Caso clinico 1



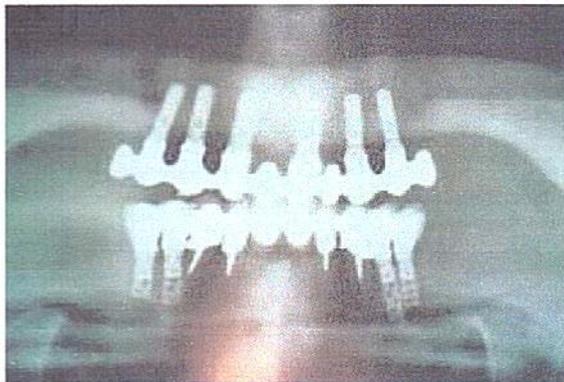
1. Radiografia iniziale: edentulismo totale mandibolare.



2. Guarigione dopo inserimento di 6 impianti in zona interforaminale.



3. Applicazione della protesi definitiva 3 mesi dopo l'inserimento degli impianti.



4. Radiografia a 8 anni: il livello osseo è ben conservato non ci sono segni di sovraccarico.

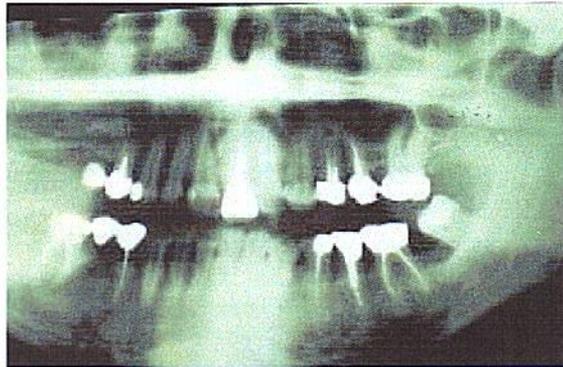
CASO CLINICO 2

Paziente femmina di 45 anni si presenta alla nostra osservazione per una riabilitazione implantoprotetica del quadrante superiore di destra in zona 1.5 -1.6 (figura 5).

Viene eseguito un intervento di sollevamento del pavimento del seno mascellare con innesto di osso umano liofilizzato (figura 6) e dopo 8 mesi vengono inseriti 2 impianti a vite con superficie in titanio lucido (Implant Innovations, Inc.) (figura 7).

IMPLANTOLOGIA

Caso clinico 2



5. Radiografia iniziale: si nota riassorbimento della cresta alveolare ed espansione del seno mascellare nell'emiacarcata superiore di destra.



6. Intervento di rialzo del seno mascellare.



7. Impianti dopo la fase di scoperta.



8. Provvisorio in resina per il carico graduale progressivo. In questa fase le corone su impianti sono di piccole dimensioni e senza contatti occlusali.



9. Radiografia a 8 anni: il livello osseo è ben conservato; si nota la maggiore densità dell'osso perimplantare, indice di un corretto funzionamento degli impianti.

La valutazione del rischio biomeccanico è risultata la seguente:

- *Qualità ossea:*
tipo 4, valore 27
- *Torque di inserzione:*
< 20 Ncm, valore 9
- *Lunghezza impianti:*
> corona clinica, valore 0
- *Numero e distribuzione:*
in linea, valore 9
- *Forza masticatoria:*
normale, valore 3
- *Arcata antagonista:*
denti naturali, valore 3
- *Superficie impiantare:*
titanio lucido, valore 9
- *Valore di rischio biomeccanico complessivo:* 60
indicazione per carico progressivo tra 6 e 12 mesi.

In questo caso abbiamo applicato la procedura del carico graduale progressivo attraverso un provvisorio in resina che è stato applicato dopo 6 mesi dall'inserimento degli impianti (figura 8) e mantenuto per 9 mesi prima dell'applicazione della protesi definitiva. Controllo radiografico a 8 anni (figura 9).

CASO CLINICO 3

Paziente di sesso femminile di 40 anni e in stato di buona salute generale si presenta alla nostra osservazione per la riabilitazione dell'arcata inferiore in zona 4.4-4.5-4.6 (figura 10). Vengono inseriti 3 impianti a vite in titanio lucido (Nobel Biocare AB, Goteborg, Svezia) (figura 11).

La valutazione del rischio biomeccanico è risultata la seguente:

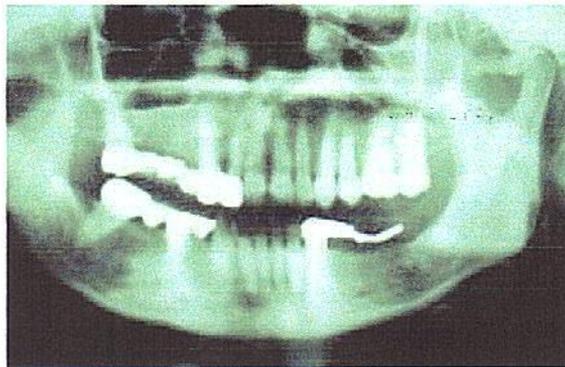
- *Qualità ossea:*
tipo 3, valore 9
- *Torque di inserzione:*
< 30-45 > Ncm, valore 0

PUBBLICITÀ

X=73,147 Y=-3

IMPLANTOLOGIA

Caso clinico 3



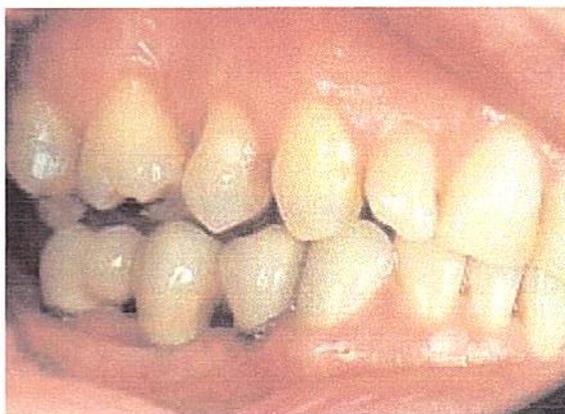
10. Radiografia iniziale: edentulia parziale mandibolare.



11. Inserimento di 3 impianti a vite in titanio.



12. Fase di scoperta dopo 3 mesi dall'inserimento.



13. Applicazione della protesi definitiva.

- Lunghezza impianti:
= corona clinica, valore 3
- Numero e distribuzione:
tripode, valore 3
- Forza masticatoria:
normale, valore 3
- Arcata antagonista:
denti naturali, valore 3
- Superficie implantare:
titanio lucido, valore 9
- Valore di rischio biomeccanico
complessivo: 30

indicazione per carico differito.
In questo caso abbiamo eseguito la seconda fase chirurgica dopo 3 me-

si dall'inserimento degli impianti (figura 12), e applicato la protesi definitiva dopo circa 1 mese (figura 13).

CASO CLINICO 4

Paziente femmina di 42 anni si presenta alla nostra osservazione per una riabilitazione implantoprotesica del quadrante superiore di destra in zona 1.4, 1.5 1.6. La valutazione del rischio biomeccanico è risultata la seguente:

- *Qualità ossea:*
tipo 3, valore 9
- *Torque di inserzione:*
< 30-45 > Ncm, valore 0
- *Lunghezza impianti:*
> corona clinica, valore 0
- *Numero e distribuzione:*
tripode, valore 3
- *Forza masticatoria:*
esile, valore 0
- *Arcata antagonista:*
protesi mobile, valore 0
- *Valore di rischio biomeccanico complessivo:* 12
indicazione per carico immediato.

In questo caso abbiamo applicato la procedura del carico immediato. La superficie implantare non è stata presa in considerazione in quanto non determinante ai fini del carico immediato. È stata presa l'impronta nella stessa seduta chirurgica di inserzione degli impianti (figura 14) e applicata una protesi provvisoria su monconi fusi in oro dopo 24 ore (figura 15). La protesi definitiva è stata realizzata dopo 3 mesi (figura 16).

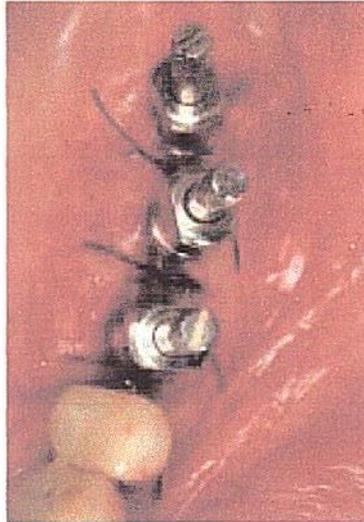
CONCLUSIONI

Alla luce delle più recenti acquisizioni in implantologia orale, sia di natura merceologica con nuove ti-

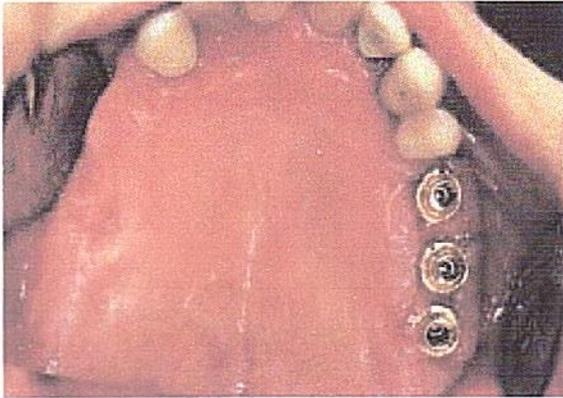
PUBBLICITÀ
X=73,147 Y=-3

IMPLANTOLOGIA

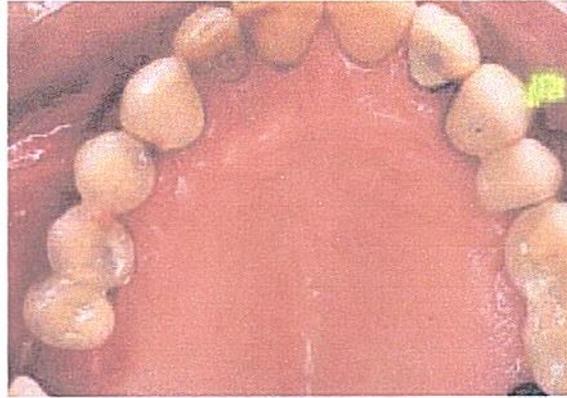
Caso clinico 4



14. Presa dell'impronta durante la fase chirurgica.



15. Applicazione dei monconi fusi in oro.



16. Applicazione della protesi definitiva dopo 3 mesi.

pologie di superfici e diverse geometrie degli impianti, sia riguardo a tecniche rigenerative sempre maggiormente affidabili e predicibili, sono venuti meno gli standard di riferimento stabiliti da Brånemark per quanto che riguarda i tempi di applicazione del carico protesico sugli impianti.

Il primo anno di carico risulta il periodo più delicato per il mantenimento dell'osteointegrazione.

Esistono diverse procedure che differiscono per modalità e tempi di applicazione del carico.

Il carico differito ("no loading while healing") è uno dei fattori determinanti del protocollo di Brånemark per l'ottenimento dell'osteointegrazione e uno dei fattori di innovazione rispetto all'implantologia pre-osteointegrazione.

In seguito, per ovviare a una percentuale di fallimento più alta in ta-

lune situazioni cliniche, alcuni Autori hanno proposto una applicazione del carico protesico graduale in modo da favorire il rimodellamento e l'aumento della densità dell'osso perimplantare attraverso l'uso di protesi provvisorie ad hoc.

Attualmente la sfida riguarda il carico immediato sul quale mancano però ancora indicazioni precise e soprattutto riferimenti statistici e di follow-up importanti.

Si avvertiva quindi l'esigenza di creare una metodica che potesse orientare il clinico nella scelta della procedura più idonea in ogni singolo caso clinico attraverso un'analisi completa di tutti i fattori che intervengono nel determinare il mantenimento dell'osteointegrazione a lungo termine.

Ulteriori osservazioni nel tempo dovranno confermare la validità del metodo di valutazione clinica proposto.

Corrispondenza Pierluigi Pelagalli
via Mario Menghini 45, 00179 Roma
e-mail: pierluigipelagalli@libero.it

BIBLIOGRAFIA

1. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-52.
2. Renouard F, Rangert B. Risk factor in implant dentistry. Quintessence Publishing Co Inc. 1999.
3. Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principles preventing prosthetic overload induced by bending. *Nobelpharma News* 1993; 7(3):4-5.
4. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and implant success in the Brånemark system. *Clin Oral Impl Res* 1992; 3:104-11.
5. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:169-78.
6. Morgan J, James D, Pilliar M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral maxillofac Implants* 1993; 8:409-14.
7. Tolman DE, Lancy WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:477-84.
8. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
9. Rangert B, Krogh PH, Langer B, van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
10. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 2^a ed. St. Louis (MO): Mosby, 1999.
11. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading. *Int J Oral Implant.* 1990; 6:23-31.
12. Carter DR, Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science* 1976;194:1174-6.
13. Rice JC, Covin SC, Bowman JA. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech* 1988;21:155-68.
13. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. 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.
14. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in the Type IV bone. a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.
15. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-74.
16. Meredith N. On the clinical measurement of implant stability and osseointegration. Göteborg University, Sweden 1997.
17. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C., et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:272-81.
18. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Brånemark PV. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability. A 15-year retrospective study of Brånemark system implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:103-10.
19. Rangert, B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
20. Rangert B, Krogh PH, Langer B, van Roekel N. Bending overload and implant fracture. A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:326-34.
21. Picton DC, John RB, Wills DJ, Davies WI. The relationship between the mechanisms of tooth and implant support. *Oral Sci Rev* 1974;5:3-22.
22. Carr AB, Lancy WR. Maximum occlusal force in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:101-8.
23. Pilliar R, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design-effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991; 25:467-83.
24. Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:231-46.
25. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:21-4.
26. Buser D, Schenk R, Steinemann S, et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pig. *J Biomed Mater Res* 1991;25:889-902.
27. Iamoni F, Rasperini G, Trisi P, Simion M. Histomorphometric analysis of a half hydroxyapatite-coated implant in humans. A pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:729-35.
28. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failure in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants. a study from stage I surgery to the connection of complete prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:129-34.
29. Pelagalli P, Weisz. F.A method proposal of implants loading. *Clin Oral Implant Res* 2001;4(12):393-421.
30. Misch CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Postgrad Dent* 1995;3:3-17.
31. Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. Berlin: August Hirshwald, 1982.
32. Dahalin N, Olsson KE. Bone mineral content and physical activity. *Acta Orthop Scand* 1974;45:170.

In redazione da giugno 2003

DM