

# DISTRIBUZIONE DEGLI SFORZI NELLA MANDIBOLA SOLLECITATA DA CINQUE DIFFERENTI IMPIANTI

**Enrico Gherlone, Luigi Paracchini\*, Alberto Mascardi**

*Instituto Scientifico Universitario S. Raffaele, Servizio di Odontoiatria, Direttore E. Gherlone*

*\* Institute for Health and consumer Protection (IHCP), Joint Research Centre of the European Commission, Ispra (VA)*

**RIASSUNTO:** scopo del presente lavoro è stato quello di studiare il comportamento biomeccanico dell'osso mandibolare caricato da cinque differenti impianti attraverso un'azione statica di 200 N (circa 20 kg), ponendo l'accento su come la geometria e il posizionamento del singolo impianto possano portare a una distribuzione anomala dei carichi nel tessuto biologico e, di conseguenza, al successivo fallimento protesico. I modelli tridimensionali dei cinque impianti commerciali, la discretizzazione in elementi finiti e le valutazioni strutturali sono state condotte al calcolatore mediante l'attivazione di particolari software operanti in ambiente Windows 2000. Attorno all'impianto, in una seconda fase della sperimentazione, è stato considerato l'osso mandibolare, mezzo sul quale sono state effettuate le valutazioni complessive inerenti stress e deformazioni. Lo stato di sforzo, valutato secondo la teoria di von Mises, è stato rappresentato mediante una colorazione, dal marrone al rosso, che è in grado di chiarire visivamente la distribuzione delle sollecitazioni nel tessuto osseo. I risultati mostrano come in quattro dei cinque impianti, quelli inseriti a livello della cresta ossea, si generi uno stato di sollecitazione in tutto l'osso mandibolare più elevato rispetto all'ultimo impianto inserito invece nell'osso mandibolare 3mm sotto la cresta. Il metodo a elementi finiti si è dimostrato un valido strumento al fine di predire un eventuale fallimento protesico causato, nella maggioranza dei casi, da una cattiva redistribuzione dei carichi tra la geometria implantare e l'osso; tale aspetto è causa di un forte riassorbimento osseo con diminuzione di matrice biologica all'interfaccia dell'impianto.

**PAROLE CHIAVE:** cresta mandibolare, elementi finiti, impianto dentale, osso mandibolare.

**SUMMARY:** the aim of this work was to study the biomechanical behaviour of the mandibular bone when loaded with five different implants at a static load of 200 N (about 20 kg), to highlight how the geometry and position of a single implant can result in irregularly distributed stress strain in the biological tissue, with prosthetic failure. A special PC software programme running in a Windows 2000 environment was used for the 3D models of the five implants, the finite elements discretisation and the structural evaluations. In the second stage of the test, the mandibular bone around the implant was considered so as to make stress/strain evaluations. A brown to red colour code was used to show stress/strain distribution in bone tissue, calculated according to the von Mises theory. The results show how in four out of five implants, ie. those placed at the mandibular crest level, the stress generated throughout the mandibular bone was higher than in the last implant where less stress was seen due to its placement 3 mm deep into the mandibular crest. The finite elements method proved a valid tool to predict prosthetic failure, which in most cases was due to bad implant-bone load distribution. This causes substantial bone resorption and decreased biological matrix at the implant interface.

**KEYWORDS:** dental implant, finite elements, mandibular bone, mandibular crest.

## INTRODUZIONE

Una nuova epoca per la riabilitazione del cavo orale è iniziata con l'avvento degli impianti dentali osteointegrati [1]. L'elevato successo, e il lungo follow-up nei pazienti trattati con l'uso di impianti hanno attirato l'attenzione di molti clinici e ricercatori mondiali. Il successo terapeutico riportato da molti dei lavori scritti su questo argomento è dell'ordine del 70% per il mascellare superiore e dell'80% per la mandibola [1]. Tuttavia, pur di fronte a una così evidente affermazione, non mancano certo i casi di insuccesso. Per esempio, eccessivi carichi masticatori, impianti dalle forme non geometricamente corrette o errori nel posizionamento da parte dell'odontoiatra, possono portare a breve o a lungo termine al fallimento dell'impianto dentale con la solita ricaduta sul paziente [2-6]. Uno dei punti più dibattuti, riguardante il fallimento degli impianti dentali, è certamente il riassorbimento della cresta ossea e la distribuzione degli sforzi lungo l'intera struttura dell'impianto [4-7].

Attualmente, quasi tutte le filosofie impiantologiche sono fautrici di tecniche di inserzione degli impianti in cresta. Negli studi condotti su impianti Nobel Biocare, si sono riscontrati [8], per esempio, un riassorbimento osseo pari a 1 mm nel primo anno di funzionamento e, negli anni successivi, una perdita media annuale pari a 0,2 mm.

È chiaro che tutto ciò può portare, nell'arco di poco tempo, a considerevoli perdite ossee, a locali infezioni e accumuli di placca batterica, con conseguente mobilitazione protesica e con ricadute gravose sul paziente.

Uno dei metodi certamente più attuali e impiegati da clinici e ricercatori per valutare l'effetto della distribuzione degli sforzi trasmessi durante il funzionamento di un impianto dentale è l'applicazione della teoria degli elementi finiti [9].

La teoria consiste nel discretizzare una geometria, che può essere mono o tridimensionale, in tanti piccoli elementi (*mesh*), connessi tra loro mediante nodi, nell'applicare delle condizioni al contorno intese come carichi e vincoli e nell'osservare sulla struttura stessa lo stress e la deformazione subiti.

Scopo del presente lavoro è stato quello di studiare, attraverso la teoria degli elementi finiti (FEM), il comportamento strutturale dell'osso mandibolare caricato da cinque differenti impianti (*Sterioss*, *Nobel Biocare*, *Lifecore*, *Frialit* e *Bicon*) mediante l'effetto di un'azione statica di 200 N, cercando di evidenziare due aspetti:

- sforzo trasmesso all'interfaccia osso-impianto;
- sollecitazione distribuita dall'impianto alla cresta mandibolare [10-12].

## MATERIALI E METODI

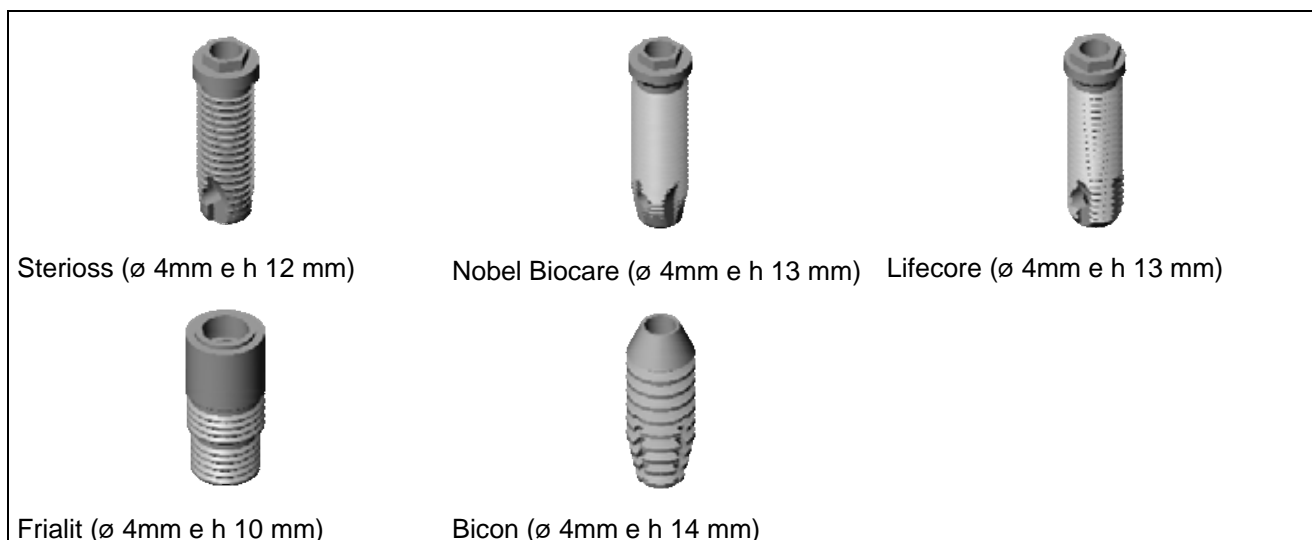
I modelli tridimensionali dei cinque impianti dentali utilizzati in questo lavoro sono stati ricreati al computer impiegando un particolare software, un modellatore di solidi, *SolidWorks 2000* (SolidWorks Corporation) operante in ambiente *Microsoft Windows 2000*. Le sezioni e le curve caratteristiche di ogni singolo impianto sono state ricavate dalle dimensioni reali attraverso l'uso di un proiettore di profilo Zeiss. Il modellatore solido tridimensionale *SolidWorks 2000* ha potuto dare origine a un solido mediante comandi specifici (funzione di sweep e di loft), dove le sezioni caratteristiche sono state sviluppate sulle curve elementari dei profili. I cinque impianti sviluppati dal programma sono rappresentati in figura 1.

Anche della mandibola, oggetto dello studio, è stato realizzato un modello tridimensionale, utilizzando lo stesso programma: dall'intera geometria tridimensionale è stata estratta, attraverso tagli su due piani, una fetta contenente l'impianto e l'osso circostante, così come mostrato in figura 2.

La particolarità di tale modello è stata quella di considerare che l'osso circondante l'impianto fosse di 1 classe, cioè osso compatto e omogeneo, così come riportato dalla classificazione di Lekholm e Zarb [8]. Ottenuto, per ogni configurazione, il solido

tridimensionale, questo è stato trattato mediante un secondo software, *Femap 7.01* (Enterprise Software Products, Inc.) operante in ambiente *Microsoft Windows 2000*, al fine di poterlo discretizzare in singoli elementi finiti (mesh). Sono stati quindi scelti i parametri dei materiali in gioco:

- per l'osso corticale e compatto della mandibola, modulo di elasticità normale "E" pari a  $15000 \text{ N/mm}^2$  (MPa) e coefficiente di Poisson "v" pari a 0.3;
- per il titanio, materiale costituenti gli impianti, modulo di elasticità normale "E" pari a  $110000 \text{ N/mm}^2$  (MPa) e coefficiente di Poisson "v" pari a 0.33.



1 Rappresentazione tridimensionale dei cinque impianti dentali sviluppati da SolidWorks 2000

Si è poi scelto il tipo di elemento caratteristico per l'oggetto FEM (elemento tetraedrico solido a quattro nodi), su ogni singolo modello tridimensionale, ed è stata creata una mesh (figura 2), caratterizzata da circa 60000 elementi e 80000 nodi, parametri che hanno potuto garantire un'ottima rifinitura del modello e un'elevata convergenza dei risultati.

Ottenuta la discretizzazione in elementi finiti dei cinque insiemi solidi (osso più impianto), al modello sono stati applicati i vincoli, che sono serviti a evitare le traslazioni e le rotazioni rispetto all'asse X, Y e Z, e un carico verticale pari a 200 N, che ha riprodotto una forza masticatoria media.

Il modello completo di mesh, dei vincoli e del carico statico è stato risolto con il solutore *CDASprint II 5.0* (CDA Group, Inc.), operante in ambiente *Microsoft Windows 2000* e successivamente post-processato mediante *FEMAP 7.01*.

La soluzione del modello FEM ha portato alla determinazione dello stato di sforzo all'interfaccia osso-impianto e in cresta mandibolare, secondo la teoria di von Mises.

## RISULTATI

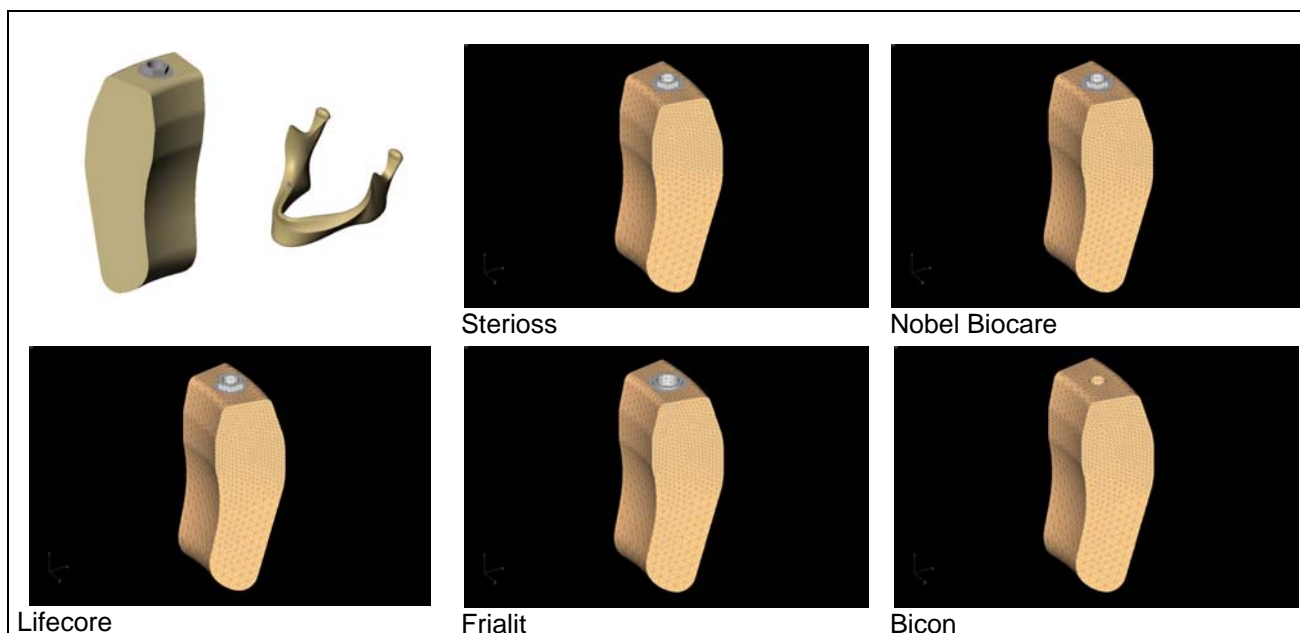
I risultati ottenuti al termine della simulazione al calcolatore sono rappresentati nelle figure 3 e 4.

Lo stato di sforzo, valutato secondo la teoria di von Mises, è stato rappresentato sfruttando una colorazione che, partendo dal marrone indice di uno sforzo nullo ( $0 \text{ N/mm}^2$ ), arriva al rosso che rappresenta il massimo dello sforzo ( $15 \text{ N/mm}^2$ ).

La figura 3 riproduce lo stato di deformazione sulla fetta contenente osso e impianto, in una rappresentazione tridimensionale; mentre la figura 4 riproduce i risultati in due piani, quello XY e quello YZ. I primi risultati dello studio FEM, raccolti in figura 3, confermano come la tecnica che prevede l'inserzione di impianti a filo della cresta mandibolare possa

produrre uno stato di stress più elevato nell'osso mandibolare rispetto, per esempio, al caso dell'inserimento dell'impianto sotto cresta mandibolare.

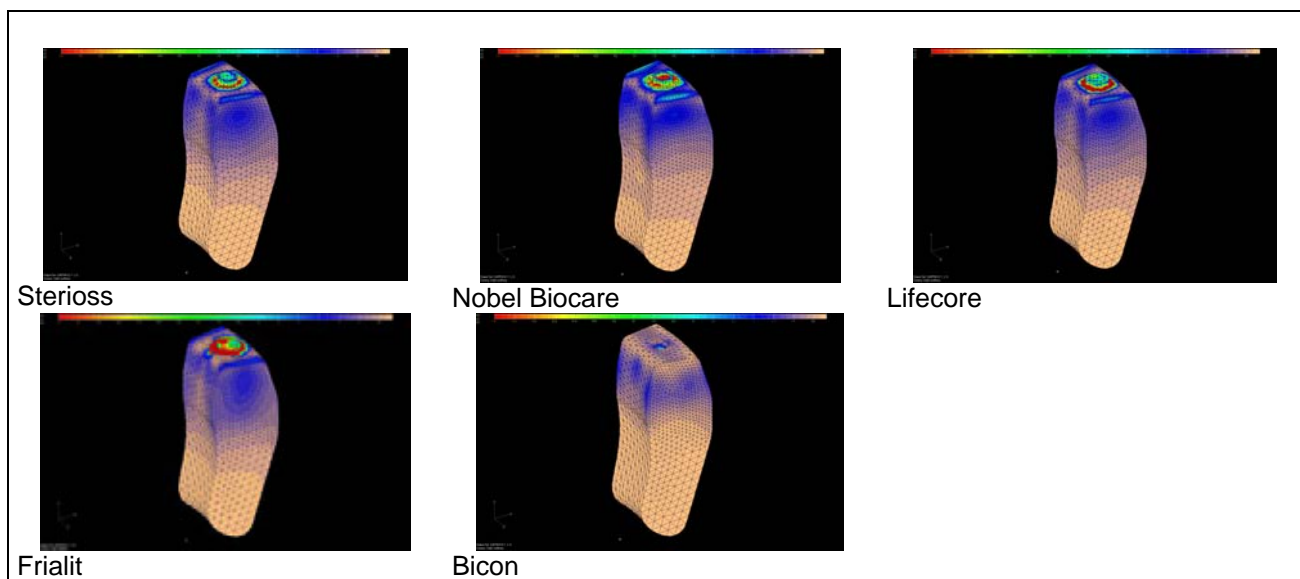
Lo scopo di questo lavoro è stato quello di considerare 5 impianti, di cui 4 (*Steriooss, Nobel Biocare, Lifecore e Frialit*) inseriti in cresta mandibolare, mentre il quinto, *Bicon*, affondato invece di 3 mm.



2 Rappresentazione tridimensionale della mandibola, della fetta contenente l'impianto e l'osso

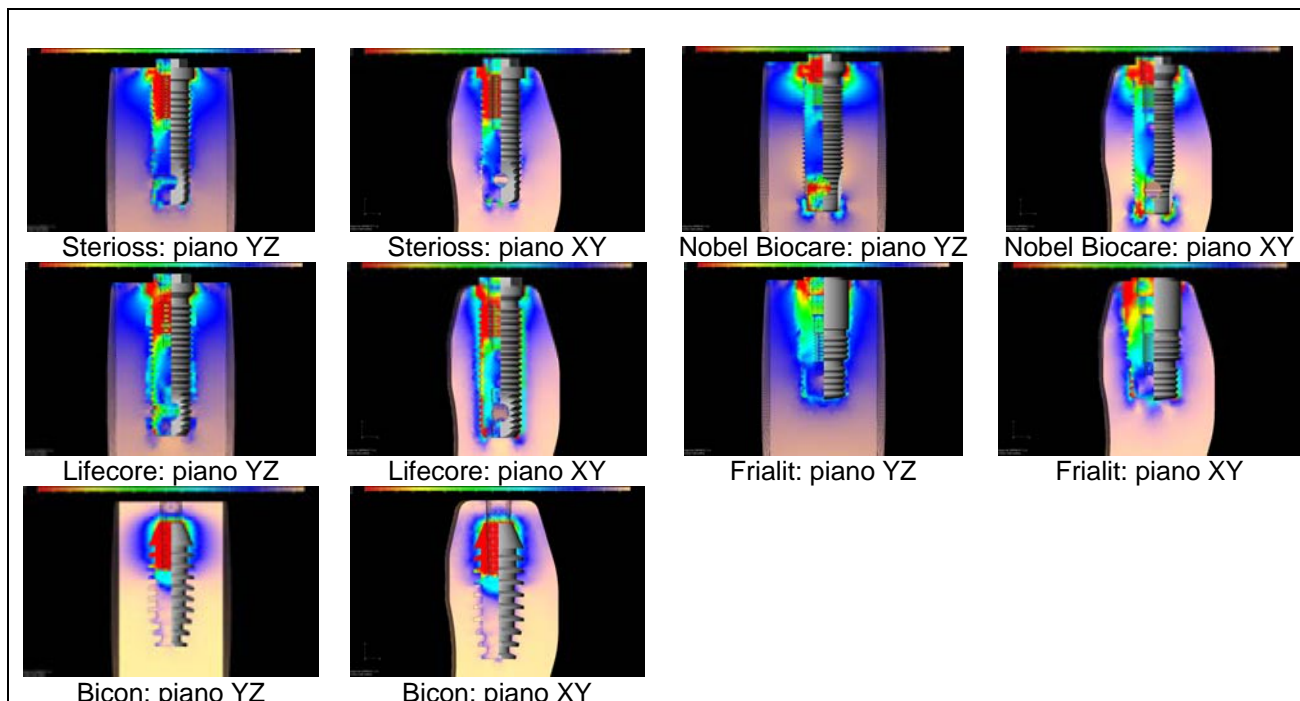
Quanto dimostrato dall'analisi della figura 3, è stato confermato dall'analisi di figura 4, che ha preso in considerazione l'esame dello stress all'interno dell'osso mandibolare, nei piani XY e YZ [3-15]. Dall'analisi dettagliata dei risultati rappresentati nel piano XY, i quattro impianti inseriti in cresta, produrrebbero, sotto l'azione del carico statico, uno stato di stress che si distribuisce lungo tutto l'impianto.

In particolare, l'applicazione del carico su Lifecore e Frialit creerebbe uno stato di sforzo lungo tutto l'impianto; mentre per Steriooss e Nobel Biocare lo sforzo si concentrerebbe alle estremità implantari, lasciando l'osso mandibolare privo di sollecitazione nella parte centrale.



3 Rappresentazione tridimensionale dello stato di sforzo nella fetta contenente osso e impianto

Per quanto riguarda l'impianto Bicon, lo stato di sforzo si concentrerebbe in una porzione interna all'osso mandibolare e per la precisione nella parte coronale dell'impianto posta, secondo la tecnica di inserzione, a 3 mm dalla superficie ossea; mentre nella zona bassa dell'impianto e in cresta mandibolare lo stato di sforzo sull'osso sembrerebbe nullo. L'analisi condotta nel piano YZ, non fa altro che confermare quanto già esposto per i risultati ricavati nel piano XY.



4 Rappresentazione nei piani YZ e XY dello stato di sforzo nella fetta contenente osso e impianto

I 4 impianti inseriti in cresta produrrebbero uno stato di sforzo che sembrerebbe propagarsi dalla superficie dell'osso mandibolare per tutto il corpo implantare, mentre per l'impianto sottocrestale lo sforzo si concentrerebbe a una profondità di 3 mm dalla cresta mandibolare e solo nella sua zona coronale. Ultimo aspetto, ma non meno importante, che può essere ricavato dall'analisi dei risultati raccolti in figura 4, è la sollecitazione che il carico statico produce all'interno dell'impianto.

Gli impianti Sterioss e Lifecore mostrerebbero zone ad elevati stress, concentrati soprattutto nella parte alta del filetto esterno e interno, mentre per gli impianti Nobel Biocare e Frialit gli stress sembrerebbero limitati a piccole zone poste alle estremità dell'impianto.

Per quanto riguarda l'impianto Bicon, lo stress massimo si manifesta nella parte coronale, circoscritto nella zona di inserimento del moncone.

## CONCLUSIONI

Il metodo agli elementi finiti, utilizzato in questo lavoro, è certamente un valido mezzo per predire un eventuale fallimento protesico, causato da una cattiva distribuzione dei carichi tra la geometria dell'impianto e dell'osso [16-19]. Gli stress calcolati all'interfaccia osso-impianto, secondo la teoria di von Mises indicano come le strutture implantari poste in cresta mandibolare possano indurre nell'osso elevati stress, rispetto, per esempio, a quegli impianti, in questo caso Bicon, inseriti sotto la cresta mandibolare.

Nel gruppo degli impianti inseriti in cresta ce ne sono alcuni [7-10] che meglio distribuiscono le sollecitazioni nell'osso rispetto ad altri.

Questo aspetto potrebbe portare a un riassorbimento osseo limitato a piccole zone, rispetto a un possibile esaurimento di matrice biologica lungo tutto l'impianto. Mentre diventa sempre più evidente l'importanza della salvaguardia dei tessuti superficiali perimplantari ai fini del miglioramento della prognosi a medio e lungo termine della riabilitazione impiantoprotesica, risulta verosimile il fatto che la ricrescita di un collare di osso vitale e immunologicamente protetto, perché fisiologicamente vascolarizzato, attorno alla connessione impianto-moncone sia la premessa biologica indispensabile per garantire salute e predicibilità alla performance funzionale ed estetica dei tessuti perimplantari [17-19]. La particolare conformazione rastremata della spalla dell'impianto sottocrestale, più rispettosa dell'anatomia della cresta ossea, sembrerebbe capace di evitare quelle pericolose sollecitazioni in grado di determinare le temute craterizzazioni del profilo crestale, spesso all'origine della perdita degli impianti e delle protesi da essi sostenute. La connessione conometrica dell'impianto sottocrestale, apparentemente esente da picchi di forze nella distribuzione dei carichi, assorbirebbe completamente la ripartizione del carico statico. Gli impianti *Steriooss*, *Nobel Biocare*, *Lifecore* e *Frialit* sfruttano invece, nel collegamento tra impianto e moncone, una vite che, sollecitata in fase di compressione statica da elevati stress, potrebbe, a lungo termine, andare incontro a possibili svitamenti o rotture [10-11]. Risulta chiaro che un corretto equilibrio delle sollecitazioni ossee perimplantari sul modello proposto da Hassler et al. [21] sia più facilmente raggiungibile, utilizzando nella riabilitazione orale implantoprotesica sistemi implantari biomeccanicamente più rispettosi delle soglie limite di stimolazione tissutale e, quindi, in grado di mantenere e addirittura di promuovere l'eutrofismo tissutale a lungo termine, tanto nei tessuti duri quanto in quelli molli. Completata questa prima valutazione, sono attualmente in corso presso i nostri laboratori simulazioni che considerano l'applicazione sugli impianti di carichi obliqui statici e dinamici, con l'obiettivo di approfondire le problematiche citate, nella ricerca di soluzioni sempre più idonee.

## **CORRISPONDENZA**

*Enrico Gherlone Ospedale S. Raffaele, Servizio di Odontoiatria via Olgettina 48, 20132 Milano*

## **BIBLIOGRAFIA**

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Studio con un lungo follow-up su impianti osteointegrati per la ricostruzione delle mascelle completamente edentule. *Quint Int* 1992; 3: 235-47.
2. Frost HM. Structural adaptations to mechanical usage (SATMU). Redefining Wolff's law: the bone modelling problem. *Anat Rec* 1990, 226: 403-13.
3. Goldring SR, Goldring MB. Cytokines and skeletal physiology. *Clin Orthoped Res* 1996; 324: 13-23.
4. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. I carichi meccanici sugli impianti Branemark influiscono sul modellamento e rimodellamento osseo all'interfaccia. *Quint Int* 1995; 4: 309-32.
5. Kannus P, Sievanen H, Vuori I. Physical loading, exercise and bone. *Bone* 1996; 18 (suppl 1): 1-3.
6. Mori S, Burr DB. Increased cortical remodelling following fatigue damage. *Bone* 1993; 14: 103-9.
7. Paracchini L, Holzwarth U, Pastoni F, Gherlone E, Davini L, Spreafico A, Ferraris S. Distribuzione degli sforzi in impianti dentali. *Dent Mod* 1999; 7: 57-73.
8. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Chicago: Quintessence Publ Co, 1990.
9. Kregzde M. Un metodo per la scelta del modello migliore di implantoprotesi attraverso l'analisi tridimensionale a elementi finiti. *Quint Int* 1994; 11: 781-91.

10. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moment on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1989; 4: 241-8.
11. Turner CH, Forwood MR, RhoJ, Yoshikawa T. Mechanical loading thresholds for lamellar and woven bone formation. *J Bone Miner Res* 1994; 9: 87-9.
12. Turner CH, Forwood MR. Bone adaptation to mechanical forces in the rat tibia. In: Odgaard A, Weinans H (eds). *Bone structure and remodelling*. London: world Scientific, 1995: 65-78.
13. Burr DB, Milgrom C, Fyrhie D, Forwood MR, Nyska M, Finestone A, Saiag E, Simkin A. In vivo measurements of human tibial strains during vigorous activity. *Bone* 1995; 18: 403-10.
14. Carter DR, Blenman PR, Beaupre GS. Correlation between mechanical stress history and tissue differentiation in initial fracture healing. *Orthop Res* 1988; 6: 736-48.
15. Forwood MR, Turner CH. Response of rat tibia to incremental loading: a quantum concept for bone formation. *Bone* 1994; 15: 603-9.
16. Baumann BD, Wronskj TJ. Response of cortical bone to antiresorptive agents and parathyroid hormone in aged ovariectomised rats. *Bone* 1995; 16: 247-53.
17. Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modelling and remodelling. Theoretical development. *J Orthop Res* 1990; 8: 651-61.
18. Bergman RJ, Grazit D, Kahn AJ, Gruber H, McDougall S, Hahn TJ. Age related changes in osteonic stem cells in mice. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 568-77.
19. Grappiolo EG, Assenza B. Pernomoncone e collarino tras mucoso nelle protesi su impianti sepolti. *Dental Cadmos* 1992; 19: 40-52.
20. Harter LV, Hruska KA, Duncan RL. Human osteoblast-like cells respond to mechanical strain with increased bone matrix protein production independent from hormonal regulation. *Endocrinology* 1995; 136: 528-35.
21. Hassler C, Rybichi EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of compressive stresses and its effects on bone remodelling. *Bull Hosp Bone Joint Res* 1977; 38: 90-3.
22. Ma YF, Jee WSS, Chen YY, Gasser J, Ke HZ, Li XJ, Kimmel DB. Partial maintenance of extracancellous bone mass by antiresorptive agents, after discontinuation of human parathyroid hormone (1-38) in right hindlimb immobilization rats. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 176-34.