

## Comparazione biomeccanica di 3 materiali usati per barra “Fixed on Short”

Luigi Paracchini\*, Mauro Marincola\*\*

L'implantologia moderna si evolve dirigendosi sempre più verso tecniche chirurgiche che diminuiscono le difficoltà durante l'esecuzione degli interventi implantologici. La chirurgia guidata con l'aiuto di sofisticati software e sistemi CAD/CAM sta dando i suoi frutti e in un prossimo futuro raggiungerà la predicibilità desiderata. Comunque, di fondamentale interesse, per lo svolgimento di chirurgie implantari sicure e con risultati duraturi nel tempo, è l'accortezza nella scelta delle macro- e micro-strutture di un design implantare.

È ormai accertato, che certi dogmi scientifici, per il corretto utilizzo di impianti nei vari interventi implantologici, nascono proprio dalla scelta di un preciso macrodesign implantare. Diventa di fondamentale importanza inoltre, la corretta scelta dei materiali utilizzati per le sovrastrutture protesiche. L'affaticamento biomeccanico degli impianti è rapportato direttamente alla capacità dei materiali protesici nel riassorbire gran parte degli shock occlusali prima che questi giungano lungo la superficie di contatto tra impianto ed osso. La seguente comparazione degli stress agenti su barre costruite in lega vile, zirconia e composito, evidenzia l'importanza nella selezione dei materiali utilizzati per la riabilitazione degli impianti.

### INTRODUZIONE

L'implantologia orale si è talmente evoluta negli ultimi 30 anni, tanto da poterla definire una branca dell'odontoiatria con la migliore percentuale di successo.

Ciò nonostante, sono ancora molti i fattori d'esclusione che portano all'impossibilità di eseguire una terapia implantare sicura. Il principale fattore, che tuttora trova delle risposte

terapeutiche controverse, è la mancanza di sostanza ossea sia nel mascellare, che nella mandibola.

Mentre la ricostruzione verticale dei settori posteriori della mascella, ha trovato una risposta con le varie tecniche di rialzo del seno mascellare<sup>1</sup>, di difficile soluzione invece, sono risultati i vari innesti ossei per poter riacquistare una dimensione verticale dell'osso mandibolare tale da poter inserire degli impianti convenzionali<sup>2</sup>.

Quest'ultima problematica si evidenzia maggiormente osservando il rapido cambio del nostro tessuto sociale. Nei Paesi industrializzati, negli ultimi decenni, la percentuale di persone over 65 è aumentata notevolmente, ma soprattutto le abitudini degli anziani sono variate verso un tenore di vita molto più attivo rispetto ai canoni di 30 anni fa.

Per l'odontoiatra questo significa che negli studi odontoiatrici, sempre più pazienti over 65, avranno pretese di trattamento che non si fermano più alla semplice realizzazione di una protesi mobile o rimovibile.

In uno studio epidemiologico, eseguito da scienziati scandinavi su una vasta popolazione, i risultati dell'analisi radiografica sulla quantità di osso verticale presente in soggetti di 65 anni d'età, ha evidenziato che il 62% dei pazienti presentava meno di 6 mm di osso verticale nella mascella, mentre per la mandibola la percentuale scendeva al 50%.

Ciò comporta una frequente necessità di avvalersi di tecniche d'innesto, spesso indagose e costose, ma che soprattutto non vogliono essere affrontate dai pazienti anziani. Il trattamento ideale, per tale ampia fascia di pazienti, sarebbe l'utilizzo degli impianti di tipo

\* PhD in biomateriali. INGEO Via Stazione 80 – 28040 Varallo Pombia (NO) – [www.ingeosnc.it](http://www.ingeosnc.it)

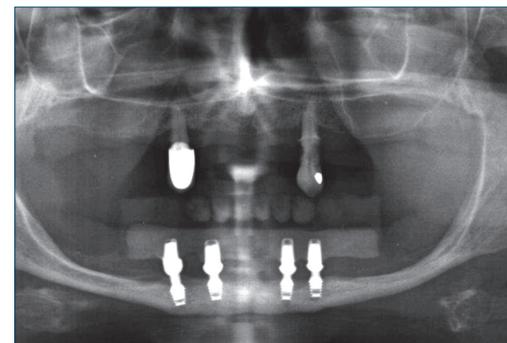
\*\* Direttore scientifico, Bicon Dental Implants. Via dei Gracchi 285 – 00192 Roma – [www.bicon.com](http://www.bicon.com)

#### Indirizzo per la corrispondenza:

Bicon Italia S.r.l.  
Via dei Gracchi 285 - 00192 Roma  
Tel. +39 06 3223488/+39 06 9682293  
E-mail: [italy@bicon.com](mailto:italy@bicon.com)



**Fig. 1,2** Struttura leggera ed elastica di protesi fissa metal-free supportata da 4 impianti Ultra-Short Bicon. Si noti, l'estensione bilaterale distale che comprende un premolare ed un molare.



**Fig. 3** Quattro Impianti Ultra-Short Bicon, inseriti in posizione intra-foraminale, supportano la barra metal-free in Trinia cementata sui monconi Bicon.

ultra-short, in numero praticamente ridotto, in grado di sostenere una protesi fissa, realizzata con materiali leggeri e resistenti con costi contenuti (Figg. 1-3).

Nel presente articolo, gli Autori hanno voluto analizzare il comportamento biomeccanico di tre materiali differenti per caratteristiche chimico/fisiche, utilizzati per la costruzione di una barra supportata da 4 impianti ultra-short inseriti in osso mandibolare atrofico.

## MATERIALI E METODI

Per la realizzazione del caso sono stati utilizzati impianti Bicon Dental Implants (Bicon LLC, Boston, Ma, USA) e come materiale protesico, per la realizzazione delle barre, 3 diversi materiali (CoCrMo, Zirconia, composito).

L'impianto Bicon si distingue per la sua particolare macro-struttura caratterizzata da un design radicolare con ampie alette chiamate

plateau, da un collo convergente verso la cresta ossea chiamato sloping shoulder e da un pozzetto che accoglie il gambo del moncone tramite una connessione conometrica chiamata locking taper.

I plateau rivestono una particolare importanza nelle performance biomeccaniche dell'impianto permettendo di utilizzare degli impianti corti con ampio diametro in qualsiasi posizione del cavo orale. L'inserzione nell'osteotomia, preparata con frese atraumatiche a 50 giri al minuto, avviene a pressione meccanica. Le innumerevoli micro-ritenzioni che si creano a livello della superficie dei bordi delle alette con le pareti dell'osteotomia assicurano all'impianto la stabilità primaria nel sito implantare. Inoltre, gli ampi spazi tra ogni plateau evitano una compressione verticale sulle pareti ossee ed accolgono rapidamente il coagulo sanguigno con rapida formazione ossea senza che intervengano i classici processi macrofagici ed osteoclastici di riassorbimento osseo. In tal modo si forma un osso ben definito con

canali haversiani e vasi sanguigni che assicurano un continuo rimodellamento osseo intorno alla superficie di contatto impianto/osso assicurando in tal modo stabilità all'impianto in qualsiasi situazione di stimolo biomeccanico.

Di fondamentale importanza per il mantenimento della cresta ossea, dopo integrazione e funzionalità dell'impianto, è la sloping shoulder. Il design implantare Bicon si presenta con un cambio di piattaforma a livello crestale e collo convergente dal diametro di 2 o 3 mm. Nel nostro caso abbiamo utilizzato impianti da 5 mm di diametro ma lo spazio occupato a livello crestale è di soli 3 mm (dimensione del collo). In tal modo viene assicurata la crescita ossea sopra il collo perché l'impianto si colloca, durante la prima fase chirurgica, minimo 1 mm sotto cresta. Ciò assicura alle strutture sovrastanti come cresta ossea, periostio ed epitelio di aggirare la connessione conometrica a mo' di manicotto e dare lo spazio necessario per il mantenimento e/o la crescita della papilla.

Un altro fattore da non sottovalutare in implantologia, per il raggiungimento della stabilità della cresta ossea nel tempo, è il sigillo batterico tra la connessione dell'impianto e il moncone. Se per il mantenimento crestale e per la formazione di papille è diventato fondamentale posizionare l'impianto sotto cresta ed avere una platform switching a livello del collo implantare, è altrettanto vero che tale situazione si può solamente ottenere se la connessione è ermeticamente chiusa da infiltrazioni batteriche. In mancanza di questa caratteristica, il posizionamento di un impianto sottocresta, senza sigillo batterico della connessione, provocherebbe un rapido proliferare di patogeni intorno alle strutture vitali, cresta ossea, periostio ed epitelio. La conseguenza sarebbe un riassorbimento osseo ben al di sotto dell'originario livello crestale.

Il locking taper dell'impianto Bicon è certificato dalla FDA (Food and Drug Administration) come connessione con sigillo batterico. Condizione indispensabile per assicurare in

torno ad un impianto, con collo convergente posto sottocrestale, il mantenimento crestale tanto desiderato in implantologia.

La connessione conometrica o locking taper è una connessione di estrema precisione consistente nella frizione a freddo di due superfici dello stesso materiale che vengono messe in intimo contatto una volta battute l'una nell'altra.

In questo modo si distaccano le cappe di ossidazione formatesi, sul gambo del moncone e sulla superficie del pozzetto implantare.

Il materiale composito messo in comparazione con la lega vile e la Zirconia consiste in una resina epossidica da bisfenolo A (28% vol.) rinforzata da fibre di vetro FRCS (60% vol.). Tale composito si presenta in blocchi o in dischi per la realizzazione protesica al CAD/CAM (Trinia, Bicon LLC, Boston, MA, USA).

Il lavoro qui presentato si è posto come obiettivo la valutazione del comportamento biomeccanico di barre connesse a impianti dentali. In particolare l'analisi, condotta mediante elementi fi-

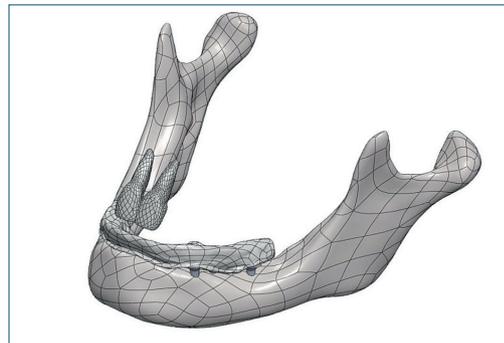
niti (FEA), è stata approntata su un modello mandibolare tridimensionale con impianti BICON (diametro 4 mm e altezza 5 mm) e barre di tre differenti materiali, zirconia, lega vile (CoCrMo) e composito, così come rappresentato in figura 4.

La tipologia della barra è stata modellata e disegnata sulla base delle impronte prese al paziente al quale erano stati inseriti quattro impianti. Per il modello tridimensionale della barra è stato usato il Software Dental Wings 3.5 e dal programma trasformato in un file con estensione STL. Il file STL, relativo alla barra, è stato in seguito processato mediante Solidworks 2008 SP0 in ambiente Windows 7\_x64 SP0 per ottenere un modello matematico adeguato all'analisi FEA.

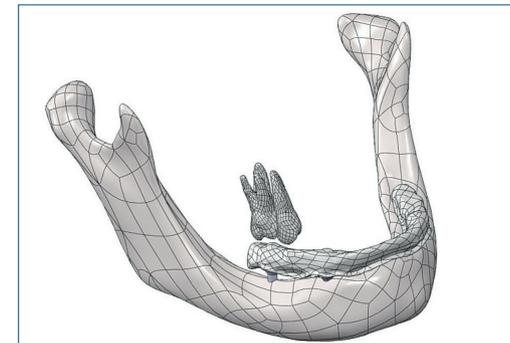
La mandibola è stata ottenuta attraverso un processo di analisi di file DICOM ricavati da TAC e ricostruita tridimensionalmente mediante le sezioni caratteristiche usando Rhinoceros 4 SP9 in ambiente WINDOWS 7\_x64 SP0. Le matematiche degli impianti BICON e i relativi monconi sono stati disegnati tridimensional-



**Fig. 4** Assieme tridimensionale della mandibola, resa trasparente per meglio evidenziare gli impianti, della barra e degli impianti BICON.



**Fig. 5** Assieme tridimensionale della mandibola, della barra, degli impianti, dei monconi e degli incisivi.



**Fig. 6** Assieme tridimensionale della mandibola, della barra, degli impianti, dei monconi e dei molari.

mente mediante Solidworks 2008 SP0 in ambiente WINDOWS 7\_x64 SP0 e posizionati in assieme rispettando il modello ricavato dall'impronta del paziente come mostrato in figura 4.

In seguito alle operazioni di messa a punto delle matematiche tridimensionali degli impianti, della mandibola, dei monconi e della barra due denti superiori sono stati messi in contatto con la barra. Sulla base della posizione della dentatura superiore due casi distinti sono stati valutati:

- **Caso A** nel quale il sistema mandibola, barra impianti e monconi è stato messo in contatto con gli incisivi.
- **Caso B** nel quale il sistema mandibola, barra impianti e monconi è stato messo in contatto con i molari.

All'interno del caso A, tre sotto casi sono stati considerati:

- **Caso A1** assieme caso A con barra in composito.
  - **Caso A2** assieme caso A con barra in zirconia.
  - **Caso A3** assieme caso A con barra in Co-CrMo.
- Stessa procedura per il caso B:
- **Caso B1** assieme caso B con barra in composito;

- **Caso B2** assieme caso B con barra in zirconia;
- **Caso B3** assieme caso B con barra in Co-CrMo.

In figura 5, 6 sono visibili i due assieme, oggetto di studio.

Ottimizzati i due assieme per le valutazioni mediante FEM, sono state considerate le forze muscolari che agiscono sulla mandibola. Sulla base degli assieme rappresentati mediante i casi A e B, in figura 7 e in tabella 1 sono stati rappresentati i versi e i valori delle azioni muscolari.

La messa a punto dei modelli per le analisi FEM è proseguita mediante la discretizzazione in elementi finiti delle matematiche tridimensionali. Elementi tetraedrici a 10 nodi di forma parabolica sono stati impiegati in combinazione con elementi di contatto tra le singole parti. L'accuratezza della mesh sui due casi, oggetto di studio, ha portato all'uso di 118626 elementi e 192297 nodi. Tutta la fase di mesh e di calcolo FEA è stata condotta impiegando NeiFusion 1.2 – NeiNastran 9.1 in ambiente Windows 7\_x64 SP0 con una workstation DELL 690. I run di calcolo, data la complessità dei modelli, sono stati portati a termine dopo 14 ore di processo.

Altri due importanti aspetti sono stati definiti nelle analisi biomeccaniche FEM: i vincoli e

le caratteristiche dei materiali. Circa i vincoli due punti di rotazione sono stati inseriti nella zona condilare della mandibola. Per i materiali impiegati le caratteristiche sono state raccolte e presentate in tabella 2.

Gli impianti e i relativi monconi sono stati considerati in titanio di grado 5, l'osso mandibolare composto da una parte corticale e una parte spongiosa, i denti pensati come mix tra smalto, dentina e polpa, il PMMA come materiale legante tra la barra e i monconi e la zirconia, il CoCrMo e il composito come materiali, messi a confronto, costituenti la barra.

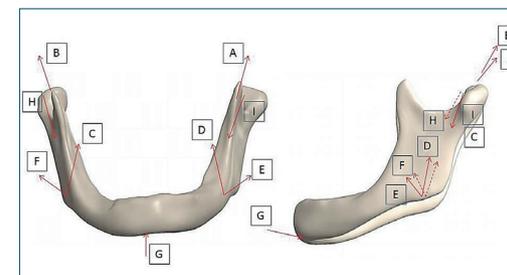
## RISULTATI

Le analisi biomeccaniche FEM sulle 6 configurazioni, oggetto di studio, hanno fornito interessanti risultati circa il comportamento ai carichi della barra e degli impianti nei confronti del tessuto osseo. In figura 8a-c e in figura 9a-c è stato rappresentato l'andamento dello sforzo valutato secondo la teoria di von MISES.

Per meglio analizzare l'andamento dello sforzo attorno agli impianti, delle zone di pre-

**Tabella 1 Valori delle forze muscolari agenti sulla mandibola.**

Simbolo	Tipo di muscolo	Forza (N)
A	Muscolo temporale sinistro	350
B	Muscolo temporale destro	350
C	Muscolo pterigoideo destro interno	154
D	Muscolo pterigoideo sinistro interno	154
E	Muscolo massetere sinistro	276
F	Muscolo massetere destro	276
G	Muscolo mentale	80
H	Muscolo pterigoideo destro esterno	170
I	Muscolo pterigoideo sinistro esterno	170



**Fig. 7** Visione tridimensionale della mandibola con le relative azioni dovute alla presenza dei muscoli.

lievo sono state messe a punto. In figura 10a,b è stato rappresentato l'assieme mandibola, impianti, barra con evidenziate le zone di valutazione dello sforzo.

Sulla base dei risultati ottenuti tuttavia, valutazioni cliniche sono altresì necessarie per verificare tali dati.

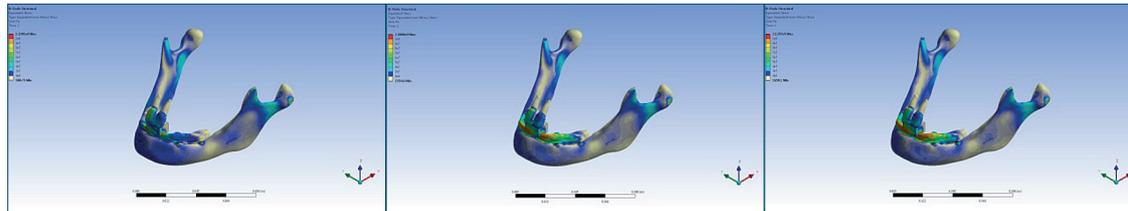
**Tabella 2 Proprietà meccaniche dei materiali impiegati nella simulazione biomeccanica.**

Materiale	Modulo di elasticità normale (E) Modulo di elasticità tangenziale (G)	Coefficiente di Poisson
Osso corticale*	EXX = 9,6E9Pa - EYY = 9,6 E9Pa - EZZ = 1,78 E10Pa GXY = 3,097 E9Pa - GXZ = 3,51 E9Pa - GYZ = 3,51 E9Pa	vXY = 0,46 vXZ = 0,30 vYZ = 0,30
Osso spongioso*	EXX = 1,44 E8Pa - EYY = 0,99 E8Pa - EZZ = 3,44 E8Pa GXY = 0,53 E8Pa - GXZ = 0,45 E8Pa GYZ = 0,63 E8Pa	vXY = 0,23 vXZ = 0,13 vYZ = 0,1
Titanio grado 5	1.1E11 Pa	0,35
Dente (dentina)**	1.86E10 Pa	0,31
Dente (smalto)**	4.1E10 Pa	0,3
Dente (polpa)**	0.98 Pa	0,45
Composito	2.6E10	0,35
Zirconia	3.65E11	0,24
Lega di CoCrMo	2.75E11	0,3
PMMA	1.37E10	0,35

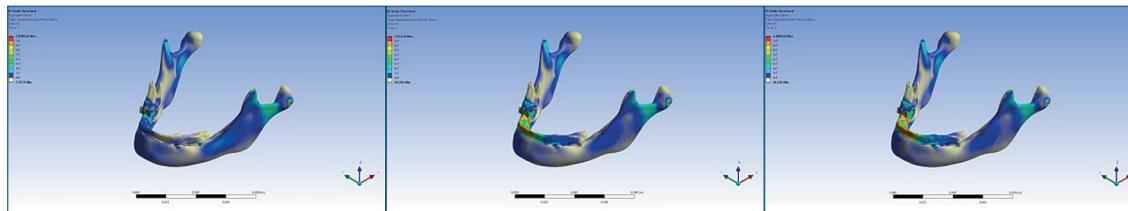
## CONCLUSIONI

A fronte dei risultati presentati, alcune considerazioni finali sono state fatte. La barra in materiale composito, nel caso specifico nel sistema in configurazione A, trasmette agli impianti sottostanti un minor stress rispetto alla stessa barra formata in zirconia e/o CrCoMo. Lo stesso risultato è stato ottenuto in configurazione B. La barra in materiale composito trasmette agli impianti sottostanti un minor stress rispetto alla stessa barra formata in zirconia e/o CrCoMo.

Lo stress usando una barra in composito, nel caso specifico in configurazione A, sugli impianti dentali si riduce mediamente tra il 10 e il 15% a parità di forma geometrica e identiche superfici di contatto. nel caso specifico della configurazione B, lo stress usando una barra in composito, sugli impianti dentali decrementa mediamente tra il 5 e il 10%, anche



**Figg. 8a-c** a) Andamento dello stress nell'assieme A1; b) andamento dello stress nell'assieme A2; c) andamento dello stress nell'assieme A3.



**Figg. 9a-c** a) Andamento dello stress nell'assieme B1; b) andamento dello stress nell'assieme B2; c) andamento dello stress nell'assieme B3.

in questo caso a parità di forma geometrica e identiche superfici di contatto.

I risultati ottenuti sono in funzione dei carichi e dei vincoli imposti; il cambio di tali parametri porterà a una distribuzione differente in termini di sforzi e deformazioni. Sulla base dei risultati ottenuti tuttavia valutazioni cliniche sono altresì necessarie per verificare tali dati.

La risposta biomeccanica implantare dipenderà fortemente anche dalle caratteristiche chimico-fisiche dei materiali protesici che, in funzione dei differenti moduli d'elasticità normale e dei differenti coefficiente di Poisson, influenzeranno lo stress e la deformazione.

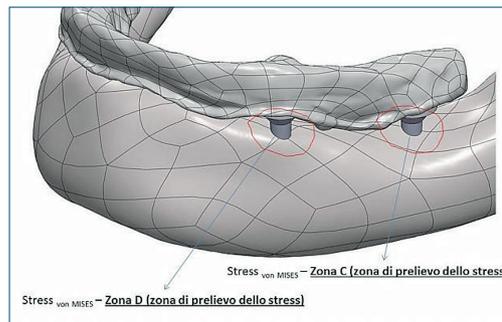
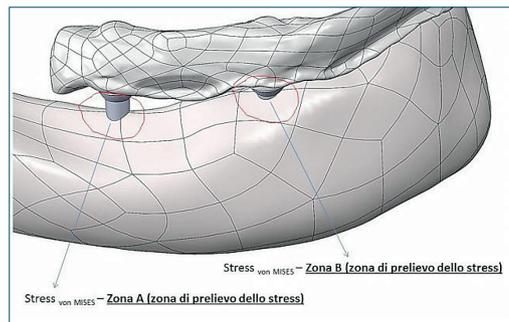
Modificare le caratteristiche chimico-fisiche dei materiali in gioco, modificherà anche tutti i risultati ottenuti in termini di comportamento biomeccanico.

## BIBLIOGRAFIA

1. Cannizzaro G, Felice P, et all. Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants. A randomised controlled clinical trial. Eur J Oral Implantol. Spring;2(1):25-38. 2009.
2. Oikarinen K, Raustia AM, Hartikainen M, General and local contradictions for endosteal implants. An epidemiological panoramic radiographic study in 65-year-old subjects. Community Dent Oral Epidemiol 1995;23:114-118.
3. UNI EN 1642. Dispositivi medici per l'odontoiatria. Impianti dentali. Milano: Ente Nazionale Italiano di Unificazione; 1997.
4. ISO TR 11175. Dental implants. Guidelines for development dental implants. Geneva: International Organization for Standardization; 1993.
5. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3(2):85-97.
6. Lekholm U, Zarb GA. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Brånemark, Zarb & Albrektsson Eds.; 1985.

**Tabella 3 Andamento globale dello stress nelle sei differenti configurazioni attorno ai 4 impianti.**

	Casi studio	Zona A	Zona B	Zona C	Zona D
<b>Masticazione Frontale</b>	A1	22.46	39.24	40.1	27.8
	A2	32.9	42.3	56.1	18.3
	A3	34.6	43.1	59.1	17.4
<b>Masticazione Posteriore</b>	B1	41.05	21.3	9.05	23.32
	B2	46.2	27.5	18.8	23.2
	B3	50.1	27.8	22.3	21.6



**Figg. 10a-c** a) Zona A e B di valutazione dello stress attorno agli impianti dentali; b) zone C e D di valutazione dello stress attorno agli impianti dentali.

7. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52(2):155-70.
8. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
9. Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969;3:81-100.
10. Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(6): 465-468.
11. Keltjens HMAM, Creugers TJ, Creugers NHJ. Three different filling materials in overdenture abutments; a 30-months evaluation. *J Dent Res* 1997; 76(5):1103.
12. Weinlaender M. Bone growth around dental implants. *Dent Clin North Am* 1991;35:585-601.
13. M. Marincola, L. Paracchini, V. Morgan, J. Schulte. Impianti corti: principi biomeccanici e predicibilità a lungo termine. *Quintessenza Internazionale* 2008, Settembre-Ottobre 2008;24(5bis):45-53.
14. M. Danza, I. Zollino, L. Paracchini, G. Riccardo, S. Fanali, F. Carinci. 3D finite element analysis to detect stress distribution: Spiral family implants. *J. Maxillofac. Oral Surg.* 8(4):334-339.
15. M. Danza, I. Zollino, L. Paracchini, I. Vozza, R. Guidi, F. Carinci. 3D finite element analysis comparing standard and reverse conical neck implants: Bone platform switching. *EDI Journal.* 2(2010):334-339.
16. M. Danza, A. Quaranta, F. Carinci, L. Paracchini, G. Pompa, I. Vozza. Biomechanical evaluation of dental implants in D1 and D4 bone by Finite Element Analysis. *Minerva Stomatol.* 2010 Jun;59(6):305-13. English, Italian.
17. M. Danza, L. Paracchini, F. Carinci. Analisi agli elementi finiti per la definizione della distribuzione degli stress meccanici negli impianti. *Dental Cadmos*, 2012; 80(10):598-602.