

La stabilità primaria: analisi biomeccanica di confronto tra la sistemica BICON e la sistemica avvitata

Enrico Gherlone - Istituto Scientifico Universitario San Raffaele - Milano, servizio di Odontoiatria, direttore E. Gherlone
Luigi Paracchini - INGEO Snc Via Stazione 80/A Varallo Pombia (NO)
Alberto Murtas - Libero professionista Via Matteotti 38 Sassari

Riassunto

L'analisi ad elementi finiti (FEA), presentata in questo lavoro, ha voluto essere una ricerca circa il comportamento biomeccanico di due differenti sistematiche implantari: la conometrica BICON e l'avvitata. Lo scopo principale è stato quello di valutare l'andamento degli stress indotti dalla sistemica sul tessuto osseo durante l'applicazione di un carico e di correlare i risultati in funzione della stabilità primaria.

Parole chiave

Impianto dentale - Fixture - Abutment - Tessuto osseo - Stabilità primaria - Carico immediato - Biomeccanica - Analisi FEA.

Abstract

Finite element analysis (FEA), presented in this work, has been used to study the biomechanics behaviour of two different implants: the locking taper BICON and screwed. The principal purpose has been to analyse stress and strain, induced from different implants, in the cortical bone during the application of a load and to correlate the results in terms of primary stability.

Key words

Dental implant - Fixture - Abutment - Bone tissue - Primary stability - Immediate load - Biomechanics - FEA analysis.

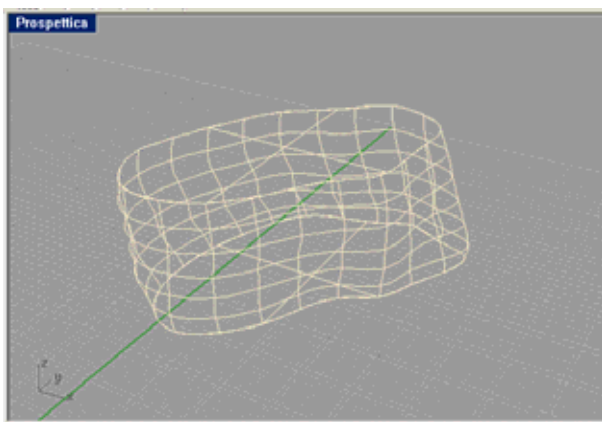
Introduzione

In termini d'innovazione tecnologica, anche il settore dell'odontoiatria non sta a guardare, gettando nella mischia soluzioni atte ad offrire sicurezza, funzionalità ed estetica ai pazienti [1, 2, 3]. Sempre più spesso il cittadino si rivolge all'odontoiatra non solo per risolvere un problema, più o meno complesso, ma anche per tornare più velocemente alla funzione masticatoria di tutti i giorni. L'implantologia moderna [4, 5, 6, 7, 8, 9], con i suoi materiali, le sue tecniche, i suoi ausili ha saputo offrire, in questi ultimi anni, tanto al paziente. Ma qual'è allora uno degli obiettivi da raggiungere nel settore odontoiatrico per avere un alto valore aggiunto? Certamente, riferendoci all'implantologia del terzo millennio, è il poter inserire uno o più impianti e caricarli quasi istantaneamente in modo d'abbreviare i tempi di poltrona e forse, cosa alquanto gradita, per risolvere più velocemente il e/o i problemi che causano disfunzione [10, 11, 12, 13, 14]. Molto si sta facendo in questa direzione, anche a giudicare dai numerosi lavori presenti nella letteratura internazionale [15, 16, 17, 18]. Ci possono però essere dei problemi che impediscono ad un dentista di trattare con un impianto a carico immediato un paziente, o tutto è fattibile? La risposta non è certo facile, anche perché molto dipende dalla fisiologia del paziente, dal tipo di sistemica implantare impiegata ecc. L'analisi FEA [19, 20, 21], presentata in questo lavoro, ha voluto essere di ricerca circa il comportamento biomeccanico di due

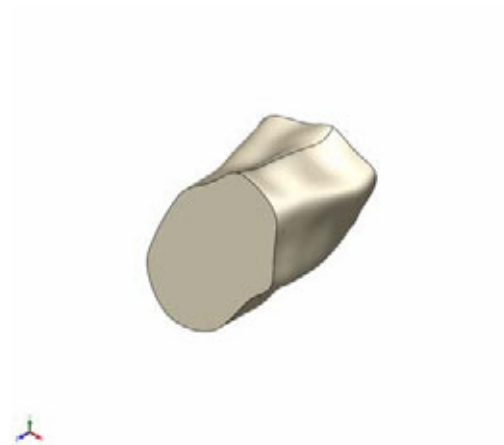
sistematiche implantari: la conometrica BICON e l'avvitata più commercialmente usata. Lo scopo principale è stato quello di valutare l'andamento degli stress indotti dalla sistemica sul tessuto osseo durante l'applicazione di un carico e di correlare i risultati in funzione della stabilità primaria.

Materiali e metodi

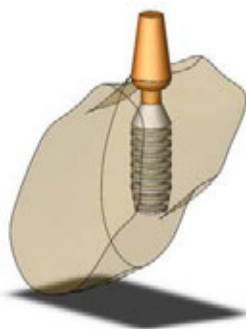
L'analisi FEA, presentata in questo lavoro, ha voluto essere di ricerca circa il comportamento biomeccanico di due sistematiche implantari: la conometrica BICON e l'avvitata. Lo scopo principale è stato quello di valutare l'andamento degli stress indotti dalla sistemica sul tessuto osseo durante l'applicazione di un carico e di correlare i risultati in funzione della stabilità primaria.



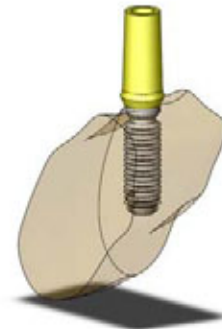
a)



b)



c)



d)

Fig. 1: a) superfici caratteristiche della sezione mandibolare; b) modello solido dell'osso; c) riproduzione della sistemica BICON; d) riproduzione della sistemica avvitata.

I modelli sperimentali della parte di osso mandibolare e delle due sistematiche implantari, adottati per condurre l'analisi strutturale, sono stati virtualmente ricostruiti (vedi figura 1) al calcolatore in scala 1:1. La sezione di osso mandibolare attraverso sezioni provenienti da un'analisi TAC della mandibola del paziente, mentre le due sistematiche comprensive di abutment, fixture e, nel caso dell'insieme della sistemica avvitata, della vite di collegamento abutment-fixture attraverso le relazioni geometriche ottenute mediante profili di sezione. Per poter sviluppare virtualmente sia la parte mandibolare, che le due

sistematiche sono stati impiegati due specifici software: un modellatore di superfici (RHINOCEROS 3.0 SR3) ed un modellatore parametrico di solidi (SOLID WORKS 2003 SP0) entrambi operanti in ambiente WINDOWS XP PROFESSIONAL SP1.

Ricostruite le due condizioni di studio, posti i corretti parametri circa le geometrie di contorno, per ognuno dei due modelli è stata fatta una sezione mediante un piano passante per $Y=0$ e $X=0$, sulla quale sono state poste delle sigle che indicano le altezze di analisi degli stress. In figura 2 è possibile osservare, per le due sistematiche implantari, i cinque piani di analisi (Y_{1_a} - Y_{5_a} per la sistematica BICON e Y_{1_b} - Y_{5_b} per la sistematica avvitata).

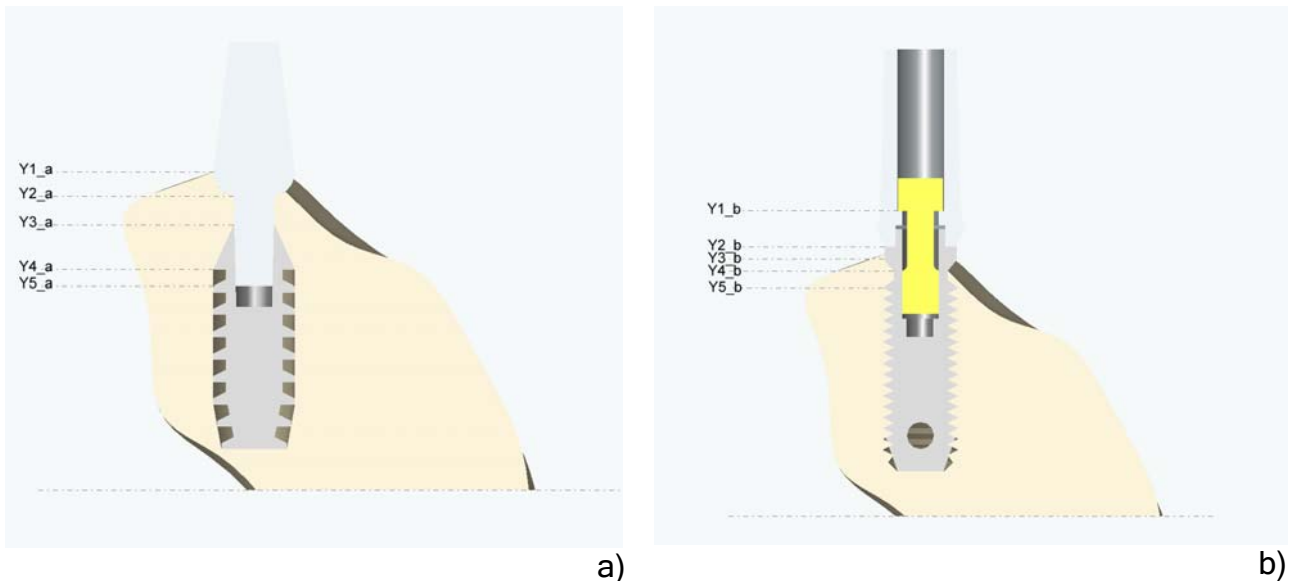


Fig. 2: a) piani di analisi circa la sistematica implantare BICON; b) piani di analisi circa la sistematica implantare avvitata.

Per condurre l'analisi FEA, sui modelli in precedenza presentati, sono state necessarie fissare le condizioni al contorno come le proprietà dei materiali, i vincoli e i carichi. Non solo, anche la discretizzazione in elementi finiti ha la sua importanza e per poter ottenere il risultato prefissato inizialmente i modelli 3D sono stati ridotti mediante l'uso di elementi solidi tetraedrici a 10 nodi di tipo parabolico (meglio riproducono rispetto agli elementi solidi tetraedrici a 4 nodi lineari la complessità delle geometrie solide) come rappresentato in figura 3. I pallini ai vertici del tetraedro sono i nodi che, collegati tra loro, simulano la rete virtuale usata dal software per l'analisi FEA.

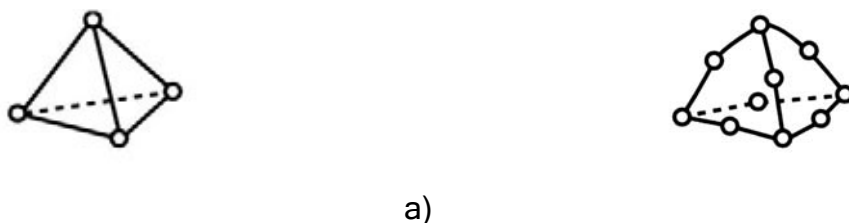
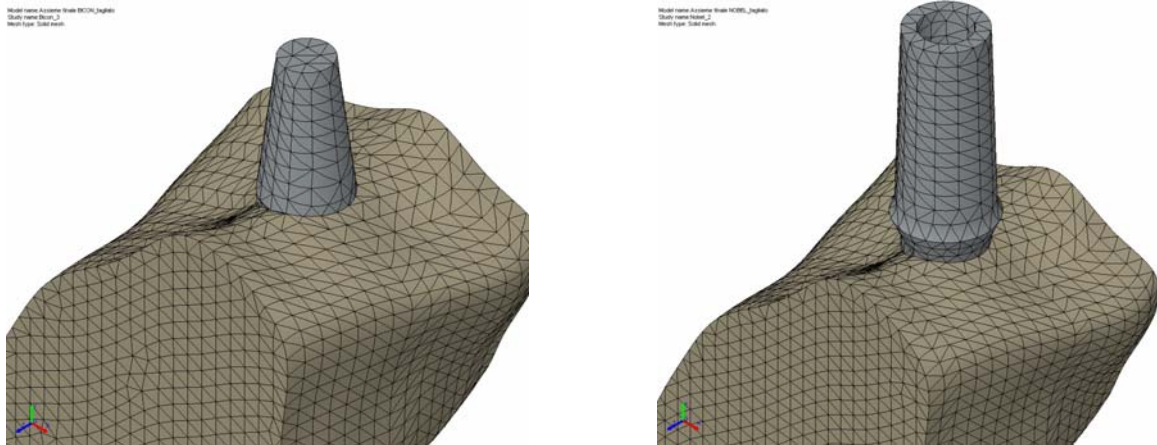


Fig. 3: a) elemento solido tetraedrico a 4 nodi lineare; b) elemento solido tetraedrico a 10 nodi parabolico.

L'operazione di "mesh" sui due modelli solidi è stata condotta mediante un software preposto esclusivamente all'analisi strutturale ed operante sotto SOLID WORKS 2003 SP0: SRAC COSMOS WORKS 2003 (data code 2002/329). La discretizzazione in elementi finiti è stata rappresentata il figura 4, distinguendo il modello caratteristico della sistematica BICON, da quello della sistematica avvitata.



a)

b)

Fig. 4: a) modello solido 3D discretizzato in elementi finiti e caratteristico della sistemica implantare BICON; b) modello solido 3D discretizzato in elementi finiti e caratteristico della sistemica implantare avvitata.

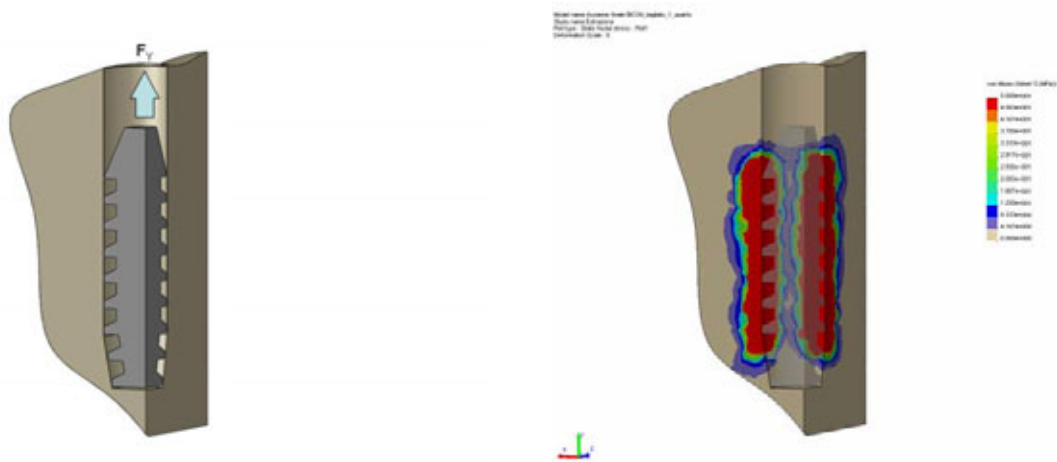
I parametri caratteristici dei materiali, oggetto di studio, sono stati riassunti nella tabella 1, qui sotto rappresentata:

Materiali impiegati	Modulo d'elasticità normale E (MPa)	Coefficiente di Poisson ν (dimensionale)
Osso corticale (classe 4)	13700	0.3
Abutment BICON (titanio grado 5)	110000	0.3
Fixture BICON (titanio grado 5)	110000	0.3
Abutment sistemica avvitata (titanio grado 2)	110000	0.3
Fixture sistemica avvitata (titanio grado 2)	110000	0.3
Vite di collegamento abutment-fixture (oro)	7800	0.42

Tab. 1: parametri caratteristici dei materiali usati per l'analisi biomeccanica circa la stabilità primaria.

Prima di studiare il comportamento biomeccanico delle due sistematiche, si ritiene opportuno chiarire un importante aspetto circa il fattore di stabilità primaria. Il fattore di stabilità primaria è legato a come la fixture si vincola al tessuto osseo; circa tale considerazione ogni fixture, e di conseguenza ogni sistemica, avrà differente comportamento biomeccanico. L'impianto BICON è inserito all'interno dell'osso mediante strisciamento delle alette esterne nella sede opportunamente preparata mentre l'impianto avvitato è reso solidale all'osso attraverso una filettatura mediante maschiatura o con sistema autofilettante. Appare altresì evidente che, inserito l'impianto filettato, una sua eventuale rimozione sarà permessa solo da un'azione di svitatura poiché difficilmente si potrà estrarre la fixture avvitata semplicemente tirandola dal basso verso l'alto. La fixture BICON al contrario, per essere rimossa dopo l'inserimento nel sito implantare, dovrà scorrere all'interno della sede ossea mediante l'applicazione di una forza estrattiva oltre i 60N diretta lungo l'asse dell'impianto dal basso verso l'alto (vedi figura 5a). Questa operazione diventa di difficile attuazione perché inserito l'impianto, l'elasticità ossea, che varia molto dalla classe dell'osso, fa avvicinare a stretto contatto il tessuto alla fixture grazie alla geometria delle alette studiate ad-hoc, creando attorno alla superficie delle alette un forte legame. Questa tesi può essere spiegata analizzando la figura 5b (per una miglior comprensione è stato rappresentato solo un quarto di modello) dove è stato riportato l'andamento della sollecitazione, calcolato mediante analisi FEA, all'interfaccia fixture-osso quando si applica ad esempio una forza estrattiva di 20N. La scala dei colori indica che applicando i 20N estrattivi si creano, tra tessuto osseo e fixture

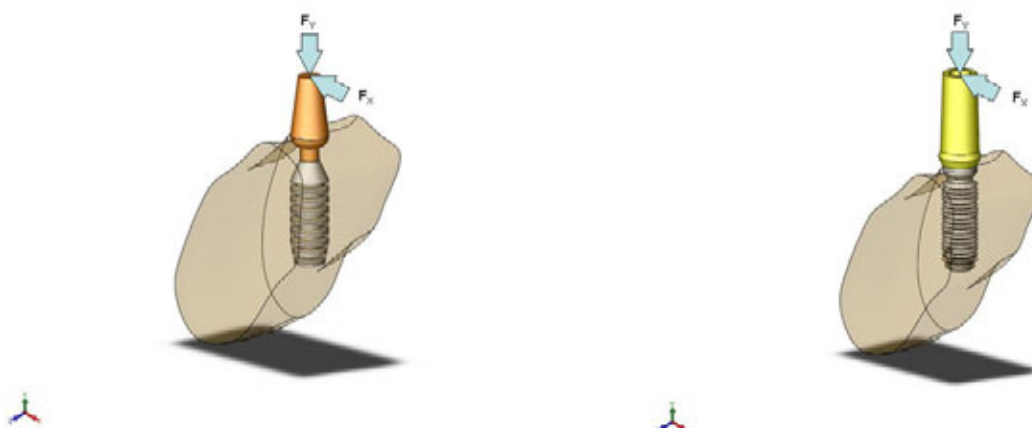
(rappresentazione mediante colorazione rossa), pressioni specifiche di contatto pari a 50MPa. Questo valore è un dato molto importante perché pone l'accento circa un'alta pressione specifica all'interfaccia osso-alette e che fornisce garanzie di stabilità primaria. In altre parole l'impianto BICON, inserito nel modo corretto in una sede opportunamente preparata secondo il protocollo chirurgico, difficilmente si potrà estrarre se non applicando una forza, come sopra detto, maggiore di 60N che è la forza in grado di sollecitare l'osso oltre i 150 MPa, valore del limite alla rottura in trazione e che può essere paragonata ad una forza di trazione di identico valore nel caso della sistemica avvitata.



a) b)

Fig. 5: a) schema del modello solido e dell'applicazione della forza estrattiva; b) andamento dello stress, secondo von Mises, all'interfaccia fixture-osso durante la fase di estrazione.

Analizzata la fase post stabilità primaria, il comportamento biomeccanico dei due sistemi sotto l'effetto di un sistema di forze è stato infine ottenuto applicando sia una forza lungo l'asse X di 100N che lungo Y di 100N ($F_{risultante} = 141.42N$) su indicazione di lavori presenti nella letteratura internazionale, così come è stato rappresentato in figura 6. A completamento della descrizione dei materiali e dei metodi impiegati per l'analisi FEA correlata alla stabilità primaria, sono stati posti dei vincoli d'incastro sui lati della mandibola che hanno impedito traslazioni e rotazioni dell'insieme lungo X, Y e Z mentre l'interfaccia, tra la sistemica implantare ed il tessuto osseo, è stata trattata con elementi di contatto tridimensionali.



a) b)

Fig. 6: a) sistema di forze applicato all'insieme osso-BICON; b) sistema di forze applicate all'insieme osso-sistemica avvitata.

Risultati

Per una miglior chiarezza nella proposizione dei risultati, è stato deciso di procedere separatamente. In entrambi i casi, gli stress, ottenuti mediante simulazione FEA, sono stati conseguiti attraverso la teoria della scienza delle costruzioni, proposta da “von Mises”

□ Analisi dei risultati provenienti dalla simulazione sulla sistemica BICON.

In figura 7 è possibile osservare i risultati FEA ottenuti dalla teoria di “von Mises” secondo i piani di taglio YX ed YZ. La scala della colorazione, che va dal marrone al rosso, indica la relazione tra sforzo minimo (0 MPa) e massimo (50 MPa). La figura 8, in particolare, mostra lo stress trasmesso dalla sistemica BICON, all’osso di quarta classe, lungo l’asse Y che contraddistingue la doppia interfaccia: abutment-osso e fixture-osso.

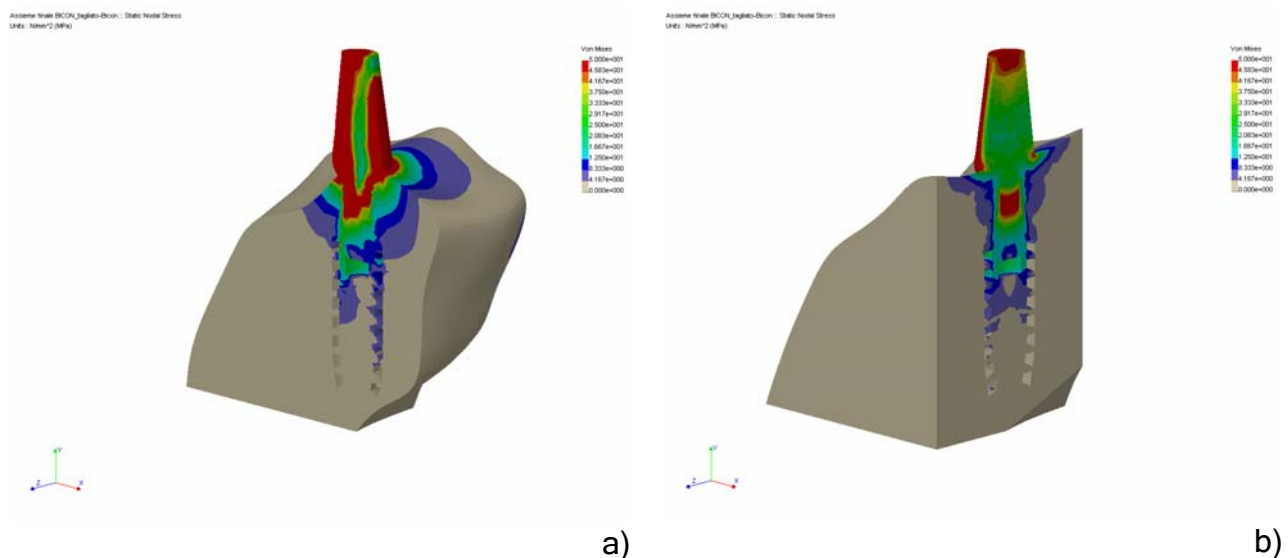


Fig. 7: a) andamento degli stress sul piano di taglio YX; b) andamento degli stress sul piano di taglio YZ.

Come detto durante la descrizione della parte sperimentale, molto utile ed interessante è stato valutare l’andamento dello stress in piani di taglio definiti lungo l’asse Y.

L’analisi accurata della distribuzione degli stress lungo l’asse Y è stata trattata per punti commentando l’andamento, lungo tutto l’abutment e la fixture.

1. PIANO Y1_a (interfaccia abutment-osso): in questa zona l’andamento degli stress è uniformemente presente attorno alla sistemica e coinvolge una parte di osso abbastanza estesa.
2. PIANO Y2_a (interfaccia parte concava abutment-osso): la distribuzione dello stress diminuisce rispetto alla precedente conformazione coinvolgendo una parte di tessuto osseo solo attorno all’asse X (distribuzione ad ali di farfalla).
3. PIANO Y3_a (interfaccia parte apicale fixture-osso): rispetto alla precedente posizione, la distribuzione dello stress si riduce e coinvolge sempre meno tessuto osseo.
4. PIANO Y4_a (interfaccia parte apicale svasata fixture-osso): la distribuzione dello stress non è più trasferita al tessuto osseo ma resta confinata nella sistemica.

5. PIANO Y5_a (interfaccia prima spira fixture-osso): come nel caso precedente, anche qui l'osso non è più soggetto a stress e la sola distribuzione dello sforzo è all'interno della fixtute.

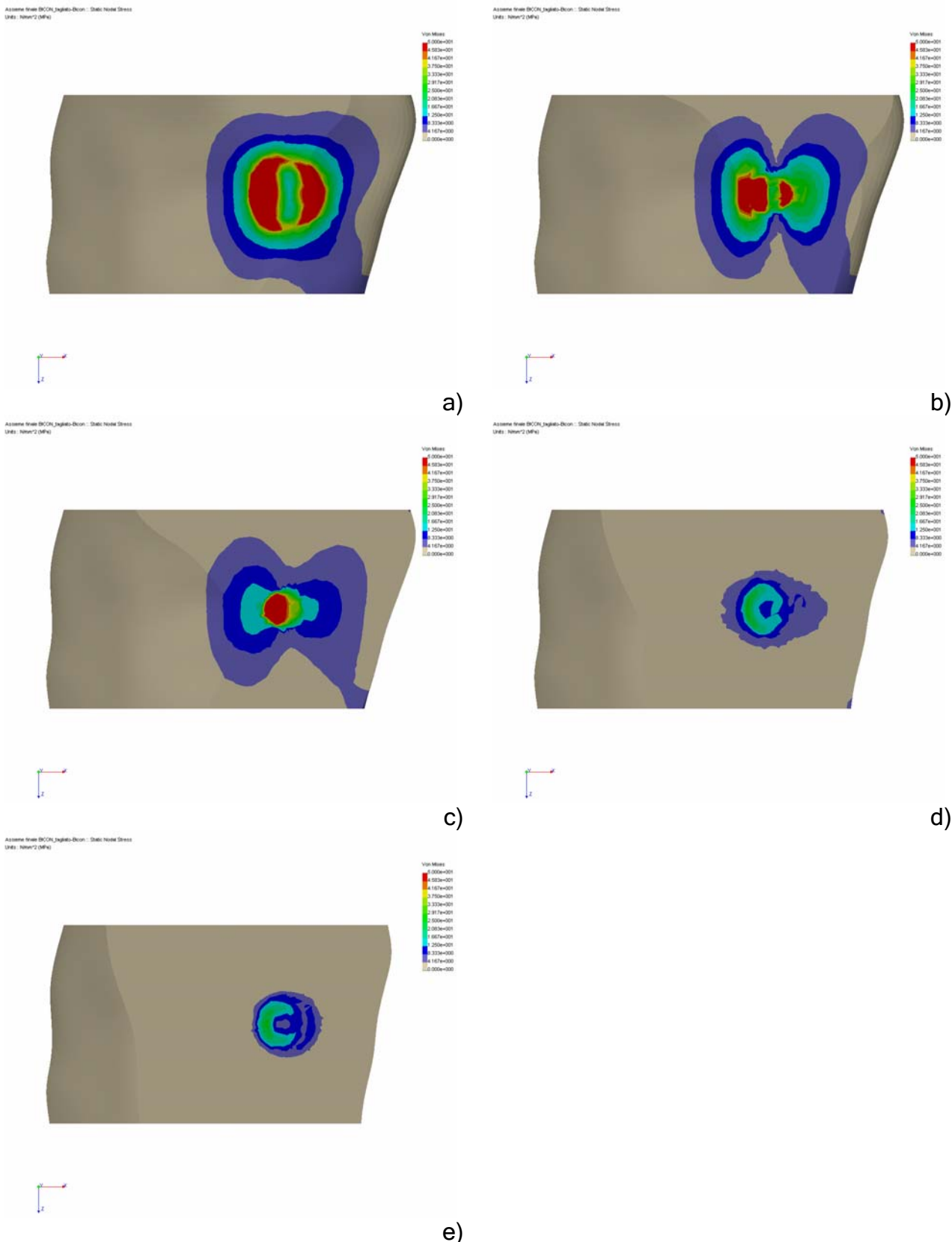


Fig. 8: a) andamento dello stress nel piano Y_{1_a} ; b) andamento dello stress nel piano Y_{2_a} ; c) andamento dello stress nel piano Y_{3_a} ; d) andamento dello stress nel piano Y_{4_a} ; e) andamento dello stress nel piano Y_{5_a} .

□ Analisi dei risultati provenienti dalla simulazione sulla sistemica avvitata.

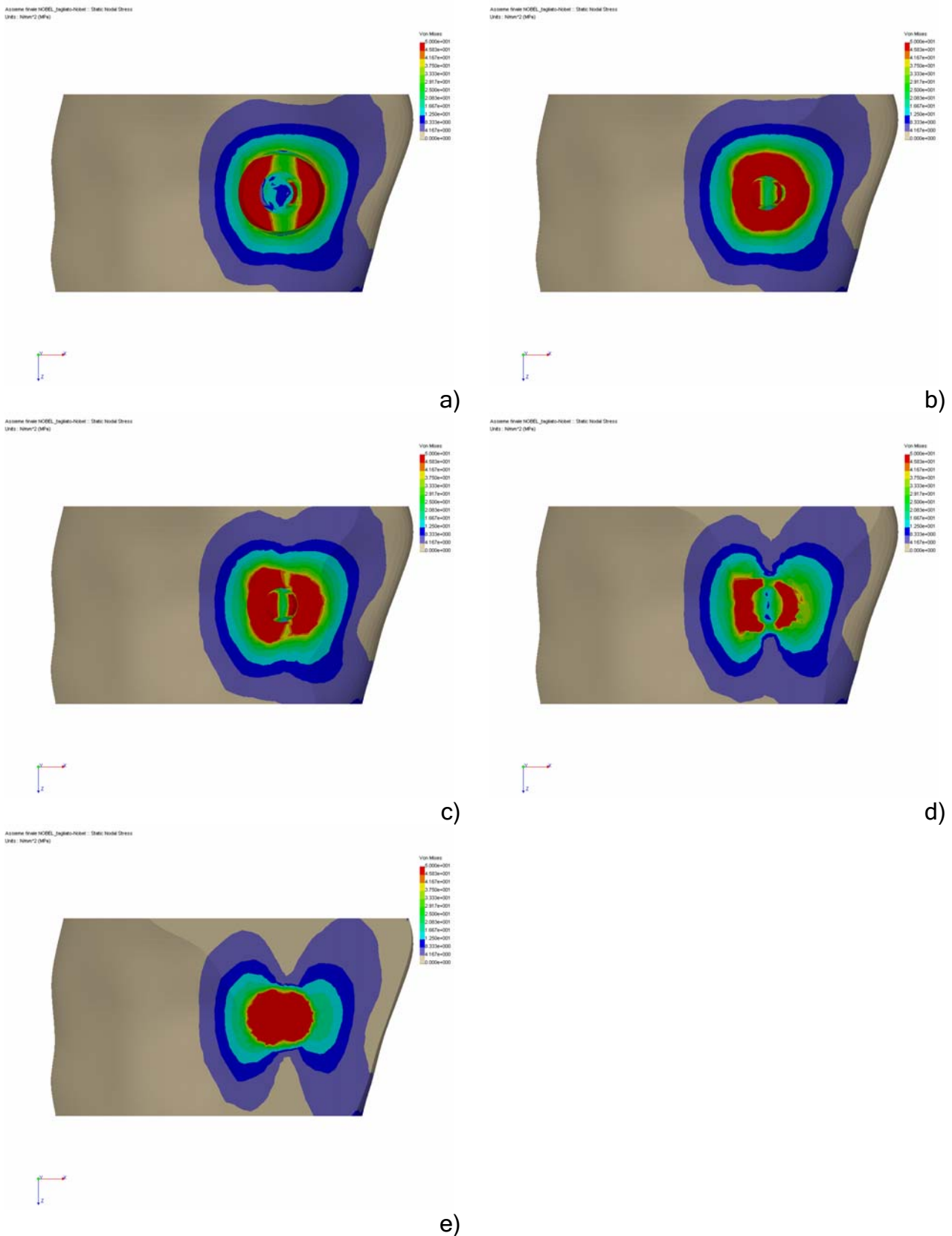


Fig. 9: a) andamento dello stress nel piano Y_{1_b} ; b) andamento dello stress nel piano Y_{2_b} ; c) andamento dello stress nel piano Y_{3_b} ; d) andamento dello stress nel piano Y_{4_b} ; e) andamento dello stress nel piano Y_{5_b} .

Come detto durante la descrizione della parte sperimentale, molto utile ed interessante è stato valutare l'andamento dello stress in piani di taglio che sono stati definiti lungo l'asse Y. La figura 9, in particolare, mostra lo stress trasmesso dalla sistemica avvitata, all'osso di quarta classe, lungo l'asse Y che contraddistingue la doppia interfaccia: abutment-osso e fixture-osso.

In figura 10 è possibile osservare i risultati FEA ottenuti dalla teoria di "von Mises" secondo i piani di taglio YX ed YZ. La scala della colorazione, che va dal marrone al rosso, indica la relazione tra sforzo minimo (0 MPa) e massimo (50 MPa).

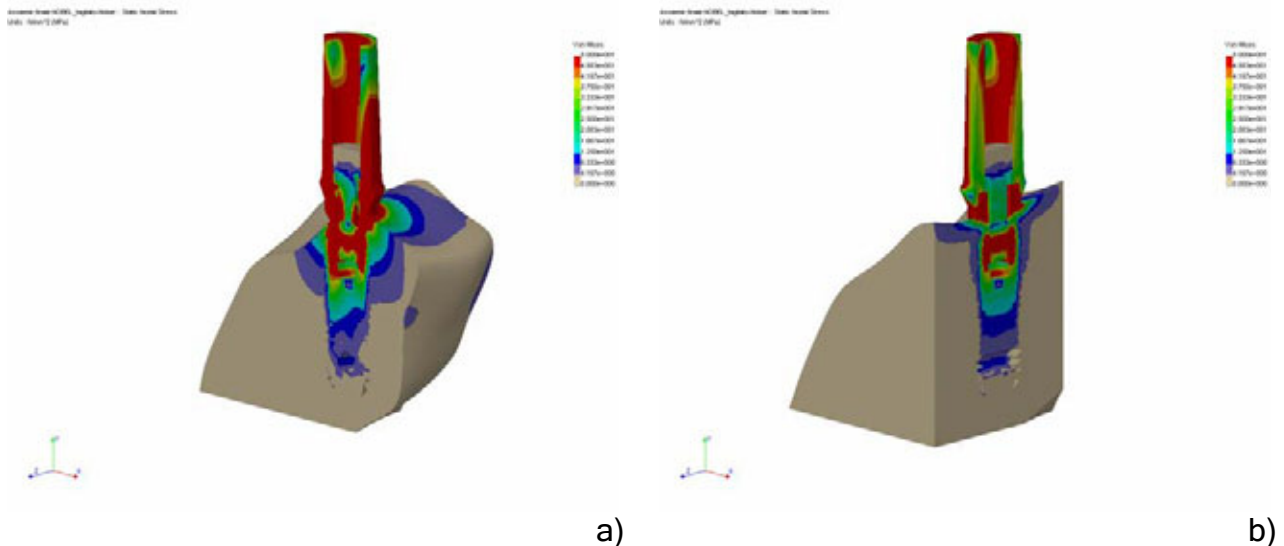


Fig. 10: a) andamento degli stress sul piano di taglio YX; b) andamento degli stress sul piano di taglio YZ.

L'analisi accurata della distribuzione degli stress lungo l'asse Y è stata trattata per punti commentando l'andamento, lungo tutto l'abutment, la vite di collegamento e la fixture.

1. PIANO Y1_b (interfaccia vite di collegamento-abutment): in questa zona l'andamento degli stress è uniformemente presente attorno alla sistemica dando criticità alla sezione della vite di collegamento; lo stress è presente in modo uniforme attorno all'osso.
2. PIANO Y2_b (piano d'appoggio abutment-fixture): la distribuzione dello stress coinvolge un'ampia parte della sistemica la quale trasferisce in modo pesante lo stress all'osso circostante.
3. PIANO Y3_b (interfaccia parte apicale fixture-osso): rispetto alla precedente conformazione, la distribuzione dello stress si riduce di poco coinvolgendo sempre un'ampia porzione di tessuto osseo.
4. PIANO Y4_b (interfaccia parte apicale svasata fixture-osso): la distribuzione dello stress cambia radicalmente forma passando ad una distribuzione ad ali di farfalla con stress basso lungo l'asse Z e massimo lungo l'asse X.
5. PIANO Y5_b (interfaccia prima spira della filettatura-osso): come nel caso precedente, l'osso è sollecitato da una distribuzione massima lungo l'asse X e minima lungo l'asse Z; ampia è la zona di stress che si trasmette all'osso.

Conclusioni

Un importante metodo di valutazione circa l'andamento degli stress attorno agli impianti dentali, se caricati da un sistema di forze esterne, è l'analisi mediante elementi finiti. Stabilendo in modo corretto le geometrie, i materiali, i carichi e i vincoli, è un raffinato

processo di determinazione dello sforzo che una sistemica implantare può trasferire al tessuto osseo circostante. Così facendo si è in grado di prevedere l'entità dello sforzo e quindi poter stabilire come la sistemica "lavorerà" nel cavo orale quando sarà sottoposta a cicli masticatori. In chiave di lettura della stabilità primaria, aspetto tanto discusso e ricercato ad esasperazione dal dentista, molto importante è l'aspetto poc'anzi evidenziato. Le due sistematiche, studiate e confrontate in questo lavoro, hanno manifestato comportamenti biomeccanici circa la distribuzione di carichi nell'osso molto differente tra loro. La sistemica implantare BICON trasmette all'osso circostante uno sforzo più basso rispetto alla sistemica avvitata. Nella sistemica implantare BICON, non essendoci una vite di collegamento tra abutment e fixture, si ha meno stress all'interfaccia abutment- fixture e quindi meno stress trasmesso all'osso circostante pur avendo però un'identica tenuta nel sito implantare. Appare del tutto evidente come la sistemica implantare avvitata ponga sotto sforzo una porzione più ampia, rispetto alla sistemica BICON, di osso e ciò è dovuto alla geometria della fixture che ha, come profilo esterno e di collegamento al tessuto osseo, una filettatura e non un sistema a terrazze come la fixture BICON. L'introduzione di un gambo filettato, dal profilo geometrico e dal passo ben definito, nell'osso provoca una bassa pressione specifica attorno alla spirale ed un alto stress che porta il tessuto osseo incontro a fenomeni di rimodellamento e/o riassorbimento. Al contrario, la sistemica BICON manifesta all'interfaccia fixture-osso un'alta pressione specifica, dovuta alla piccola superficie di contatto tra la parte esterna delle ali e l'osso, che si traduce in un'ottima stabilità primaria, ma soprattutto in una bassa distribuzione di stress che garantisce una minore possibilità di rimodellamento e/o riassorbimento. Risultati di questo tipo dovranno essere supportati da valutazioni cliniche correlate da modelli statistici ed analisi radiografiche in periodi più o meno lunghi.

Corrispondenza

INGEO Snc, ing. Luigi Paracchini, via Stazione 80/A, 28040 VARALLO POMBIA (NO).

Bibliografia

1. Payne AG, Tawse-Smith A, Thompson WM, Kumara R. Early functional loading of unsplinted roughened surface implants with mandibular overdentures 2 weeks after surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(3): 143-53;
2. Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren A, Ivanoff CJ, Sennerby L, Thoren C. One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype Mk IV) and the standard Branemark implant. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(2): 71-7;
3. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Oct; 14(5): 616-20;
4. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Oct; 14(5): 515-27;
5. Norton MR. Understanding the intimate relationship between biomechanics and optimal clinical performance: application of implant design. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Sep; 23(9 Suppl 2): 21-5;
6. Abbou M. Primary stability and osseointegration: preliminary clinical results with a tapered diminishing-thread implant. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003 Mar; 15(2): 161-8;
7. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Jun; 14(3): 251-62;

8. Olsson M, Urde G, Andersen JB, Sennerby L. Early loading of maxillary fixed cross-arch dental prostheses supported by six or eight oxidized titanium implants: results after 1 year of loading, case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 81-7;
9. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading of Branemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 57-63;
10. Glauser R, Ruhstaller P, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hammerle CH. Immediate occlusal loading of Branemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 47-56;
11. Malo P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Branemark System implants placed in the aesthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 37-46 ;
12. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5 Suppl 1: 10-20;
13. Lorenzoni M, Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Apr; 14(2): 180-7;
14. Roccuzzo M, Wilson T. A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Oct; 13(5): 502-7;
15. Cooper LF, Rahman A, Moriarty J, Chaffee N, Sacco D. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Jul-Aug; 17(4): 517-25;
16. Engelke W, Stahr S, Schwarzwaller W. Enhancement of primary stability of dental implants using cortical satellite implants. *Implant Dent.* 2002; 11(1): 52-7;
17. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Oct; 12(5): 423-32;
18. Hui E, Chow J, Li D, Liu J, Wat P, Law H. Immediate provisional for single-tooth implant replacement with Branemark system: preliminary report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001; 3(2): 79-86;
19. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A. Distribuzione degli sforzi nella mandibola sollecitata da cinque differenti impianti. *Il Dentista Moderno*, Novembre 2001, 103-111;
20. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A, Capuano A, Targetti L, Grassi R. Valutazioni geometriche e strutturali tra elementi costituenti impianti dentali. *Il Dentista Moderno*, Maggio 2002, 59-70;
21. Gherlone E, Mascardi A, Paracchini L, Targetti L. Studio sul comportamento alla fatica della sistemica implantare BICON. *Il Dentista Moderno*, Febbraio 2003, 59-70.