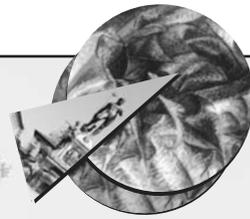


SIDP



## **ANALISI AD ELEMENTI FINITI DI DIVERSE CONFIGURAZIONI IMPLANTOPROTESICHE PER LA RIABILITAZIONE DI ARCADE EDENTULE MEDIANTE L'USO DI IMPIANTI ASSIALI E INCLINATI: RISULTATI PRELIMINARI**

D. Romeo\*, C.M. Bellini°, E. Agliardi§

*\*Odontoiatra, Dottorando di ricerca in Implantologia orale, Reparto di Odontostomatologia (Resp.: prof. Luca Francetti); °Ingegnere biomeccanico; §Medico chirurgo, Specialista in Chirurgia Maxillo-facciale e in Ortognatodonzia, responsabile Implantologia, Reparto di Odontostomatologia (Resp.: prof. Luca Francetti) - Ist. Ortop. Galeazzi IRCCS, Milano*

Atti della Sessione di ricerca Premio "HM Goldman" - XV Congresso Nazionale SIDP - Bologna 6-7-8 Marzo 2008

### **RIASSUNTO**

Scopo del seguente lavoro è la valutazione dell'effetto biomeccanico di diverse configurazioni implantoprotesiche per la riabilitazione di arcate edentule con impianti assiali e inclinati a livello dell'interfaccia osso/impianto.

### **INTRODUZIONE**

Le riabilitazioni immediate totali ad arco sostenute da impianti posizionati assialmente e in modo inclinato rispetto alla cresta ossea rappresentano oramai una valida alternativa sia a livello mandibolare che mascellare, con incoraggianti risultati in termini di predicibilità nel breve-medio periodo<sup>1-4</sup>.

L'inclinazione degli impianti comporta vantaggi di ordine chirurgico e protesico, oltre che una riduzione dei tempi di trattamento e dei costi biologici ed economici per il paziente<sup>3-7</sup>.

Gli studi clinici presenti in letteratura, inoltre, non evidenziano differenze significative in termini di successo tra impianti assiali e impianti inclinati, sia dal punto di vista clinico che radiografico<sup>1-7</sup>.

Prove sperimentali<sup>8</sup> e mediante analisi ad elementi finiti<sup>9,10</sup> condotte su di un singolo impianto inclinato mostrano come l'inclinazione possa aumentare lo stress a livello dell'osso marginale; impianti inclinati possono anche essere soggetti a momenti flettenti, con possibile aumento di perdita ossea. Ma quando gli impianti sono solidarizzati tra loro, la distribuzione degli stessi e la rigidità della struttura protesica possono ridurre questo momento flettente. In una analisi ad elementi finiti bidimensionale, Zampelis e collaboratori<sup>11</sup> evidenziano infatti come l'inclinazione distale degli impianti uniti in una riabilitazione fissa ad altri impianti posizionati assialmente non aumenti lo stress a livello dell'osso marginale dell'impianto inclinato paragonato all'impianto assiale.

Scopo del presente lavoro è quello di analizzare, mediante modelli tridimensionali a elementi finiti, il quantitativo e la distribuzione dello stress presente a livello dell'interfaccia osso/impianto in diverse configurazioni usate nella riabilitazione della mandibola e del mascellare superiore con l'uso combinato di impianti assiali ed inclinati.

## MATERIALI E METODI

Lo studio è stato condotto separatamente sulla mandibola e sul mascellare superiore. Diverse riabilitazioni impianto-protetiche sono state oggetto di indagine, tutte comprendenti impianti cilindrici di 4 mm di diametro con apice tronco-conico, di lunghezza 15 mm per la mandibola e 15 mm e 10 mm per il mascellare superiore. Gli abutment protesici avevano un'altezza e un diametro di 4 mm.

Tramite un software per l'elaborazione di bioimmagini diagnostiche (Amira, TGS, San Diego, CA, USA), è stata realizzata una ricostruzione tridimensionale di una mandibola e di una mascella edentula (modello geometrico) a partire da immagini TC planari. La struttura simmetrica del modello ci giustifica nel ricostruire solo una metà della base ossea. A partire dai modelli geometrici così assemblati, sono stati generati i modelli solidi discretizzati, mediante un pre-processore per analisi strutturale ad elementi finiti (Gambit, Fluent Inc., Lebanon, NH, USA).

Un modellatore solido per progettazione meccanica (Rhinoceros, Seattle, Wa, USA) ha consentito di realizzare un modello geometrico degli impianti, successivamente applicati al modello solido della mandibola e della mascella.

Per quanto riguarda la mandibola, sono state progettate tre diverse riabilitazioni interforaminali. Un primo modello comprendeva 5 impianti posizionati assialmente alla cresta ossea a sostenere una struttura protesica di 12 elementi con un cantilever distale di 15 mm (configurazione tipo Toronto-Brånemark) (Fig. 1); ulteriori due modelli comprendevano 4 impianti, di cui i due distali inclinati mesialmente di 30°, a supporto di una protesi con cantilever di 5 mm (Fig. 2) e di 15 mm (Fig. 3) per un totale di 12 e 14 elementi dentali rispettivamente (configurazione tipo All-on-Four 5 mm e 15 mm).

Anche per il mascellare superiore sono state elaborate tre diverse configurazioni con impianti inseriti nello spazio delimitato dalle pareti anteriori dei seni mascellari. Una struttura costituita da 4 impianti di cui i due distali inclinati mesialmente di 30° ed un cantilever da 5 mm (All-on-Four 5 mm) (Fig. 4); una configurazione con 6 impianti di cui due assiali e il più distale inclinato come nella configurazione precedente e associata alla stessa lunghezza del cantilever (All-on-Six) (Fig. 5); un'ultima configurazione con 5 impianti assiali di cui il più distale lungo 10 mm e un cantilever di 15 mm (Toronto-Brånemark) (Fig. 6).

La struttura simmetrica del modello ci ha permesso di considerare solo metà della configurazione implantoprotetica.

L'interfaccia osso/impianto è stata considerata completamente connessa simulando una condizione di completa ossointegrazione. Le geometrie sono state discretizzate usando tetraedri lineari. La base ossea è stata rivestita da uno strato di corticale dello spessore di 2 mm.

Successivamente sono state attribuite le proprietà meccaniche dei diversi materiali, secondo i dati presenti in letteratura<sup>12</sup>, attribuendo loro un comportamento lineare, elastico e isotropo (Tabella 1).

**Tabella 1. Proprietà dei materiali**

<b>Materiale</b>	<b>Tipo di elementi</b>	<b>Modulo di Young [GPa]</b>	<b>Poisson ratio</b>
Osso trabecolare	Tetraedri lineari	0.5	0.3
Osso corticale	Shell lineari	14.76	0.3
Titanio grado II	Tetraedri lineari	109	0.32
Resina acrilica	Tetraedri lineari	3.52	0.35

Sono state poi definite le condizioni di carico e di vincolo. Una forza di 100 N è stata applicata nella parte terminale del cantilever, simulando l'attività masticatoria. I nodi appartenenti al processo condiloideo, al processo coronide e all'angolo della mandibola (corrispondenti alle aree di inserzione dei muscoli) sono stati mantenuti fissi.

Le simulazioni sono state condotte mediante un solutore per analisi strutturale a elementi finiti (ABAQUS Inc., Providence, RI, USA) e i risultati sono stati valutati in termini di sforzo di compressione a livello dell'interfaccia osso/impianto.

## **RISULTATI**

### ***Mandibola***

Confrontando la configurazione All-on-Four 5 mm con la Toronto-Brånemark, il più elevato valore dello sforzo di compressione è stato registrato a livello dell'osso marginale dell'impianto distale, con un valore di -3.5 MPa. Mentre nel modello All-on-Four questo sforzo è localizzato soprattutto in sede distale (Fig. 7), nel modello Toronto risulta essere più linguale e maggiormente esteso (Fig. 8). L'impianto mesiale di entrambe le configurazioni presenta un valore massimo dello sforzo di compressione di -2 MPa (Toronto-Brånemark) e di -1 MPa (All-on-Four 5 mm), con una maggior estensione nella prima configurazione.

Valori più elevati sono stati registrati nella configurazione All-on-Four con un cantilever da 15 mm. A livello dell'impianto mesiale si è registrato un valore di -2.5 MPa, mentre a livello dell'impianto distale il valore è salito a -7 MPa (Figg. 9,10).

### ***Mascella***

I valori più elevati degli sforzi di compressione si sono registrati a livello dell'area cervicale distale dell'impianto più distale, con valori di -2.3 MPa, -1.8 MPa e -2.6 MPa rispettivamente per le configurazioni All-on-Four (Fig. 11), All-on-Six (Fig. 12) e Toronto-Brånemark (Fig. 13). Per quanto riguarda gli impianti mesiali, lo sforzo di compressione è localizzato in sede palatale con valori simili per tutti i modelli.

In conclusione, le configurazioni con impianti inclinati registrano livelli più bassi di sforzo di compressione ossea rispetto a quelle composte esclusivamente da impianti assiali.

## **DISCUSSIONE**

Molti studi computazionali sugli impianti dentali sono stati condotti usando il metodo degli elementi finiti che, rispetto ai lavori sperimentali, ha il vantaggio di

consentire la modifica di parametri individuali senza la necessità di analizzare nuovi campioni. Di contro, questi modelli rappresentano una semplificazione di una situazione reale dovuta alle molte assunzioni che vengono fatte e i risultati numerici che ne derivano devono essere interpretati con cautela.

L'applicazione di un carico esterno su di una struttura protesica sostenuta da impianti induce un livello di stress all'intero sistema e al tessuto osseo, condizionando il processo di rimodellamento osseo intorno alle fixture<sup>13-14</sup>. Hassler<sup>15</sup> ha riportato come valori di stress di compressione inferiori a -4.5 MPa riducano il rimodellamento osseo, in linea con quanto emerso nel nostro studio e con i dati presenti in letteratura. Di contro, elevati livelli di stress possono essere causa di fallimento implantare poiché condizionano l'equilibrio tra neoformazione e riassorbimento presente a livello dell'interfaccia osso/impianto.

Grandi forze masticatorie come quelle presenti soprattutto nelle regioni posteriori della bocca, così come le sollecitazioni indotte da lunghi bracci di leva, spiegano come lunghi cantilever distali siano più spesso correlati a complicanze quali vitamenti, fratture, riassorbimenti ossei fino alla perdita dell'osteointegrazione<sup>16</sup>.

Nel presente studio sono anche stati valutati gli effetti di diversi cantilever nella medesima configurazione implantare. La configurazione All-on-Four con cantilever da 15 mm risulta associata al maggior sforzo di compressione rispetto alla analogha configurazione con cantilever ridotto, questo per la presenza di un braccio di leva più esteso. Questa struttura protesica trova però una limitata applicazione nella pratica clinica poiché comprende un numero di elementi dentali superiore a quello necessario per ristabilire una corretta funzionalità masticatoria.

Occorre tuttavia considerare che le simulazioni descritte presentano delle limitazioni di fondo dovute alle approssimazioni della metodica computazionale.

Una di queste limitazioni consiste nel considerare la forma degli impianti come dei cilindri e nell'attribuire a tutti i materiali un comportamento lineare, elastico e isotropico. Una geometria implantare più realistica che comprenda il dettaglio di alcune spire e l'attribuzione di differenti proprietà meccaniche ai materiali porterebbe sicuramente a differenti risultati in termini di stress osseo. Un'altra approssimazione consiste nel considerare un contatto diretto tra l'osso e gli impianti, escludendo ogni possibile micromovimento tra le due interfacce: infatti, nel caso si considerassero condizioni di contatto non diretto, ci aspetteremmo differenti risultati. Inoltre, la geometria del contatto osso/impianto a livello del collo dell'impianto stesso gioca un ruolo determinante nella distribuzione del carico all'intero sistema.

Nonostante queste limitazioni, i dati numerici ottenuti, in linea con quelli presenti in letteratura riguardo lo stress di compressione in diverse inclinazioni implantari, forniscono, a nostro avviso, alcune importanti indicazioni che giustificano l'utilizzo di configurazioni implantoprotetiche di recente introduzione nella riabilitazione di mascellari totalmente edentuli.

Per concludere, desideriamo sottolineare che indagini attualmente in corso, che tengono conto di una più realistica situazione di contatto osso/impianto a livello marginale, frutto di un periodo di carico funzionale, potranno fornirci, a breve, risultati sicuramente più realistici e vicini alla realtà clinica.

## BIBLIOGRAFIA

1. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Impl Dent Relat Res* 2003; 5(Suppl. 1): 2-9.
2. Maló P, Nobre M, Petersson U, Wigren S. A pilot study of completely edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Impl Dent Relat Res* 2006; 8: 223-232.
3. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla. One-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2007, in press.
4. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study". *Clin Impl Dent Relat Res* 2008, in press.
5. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 405-414.
6. Aparicio C, Arevalo X, Ouzzani W, Granados C. A retrospective clinical and radiographic evaluation of tilted implants used in the treatment of the severely resorbed edentulous maxilla. *Appl Osseoint Res* 2002; 3: 17-21.
7. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate /early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Impl Dent Relat Res* 2005; 7(Suppl. 1); S1-12.
8. Clelland N, Gilat A, McGlumphy E, Brantley W. A photoelastic and strain gauge analysis of angle abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 541-548.
9. Clelland N, Lee J, Bimbenet O, Brantley W. A three-dimensional finite element stress analysis of angle abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont* 1995; 4: 95-100.
10. Watanabe F, Yoshiaki H, Komatsu S, Ramos T, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 91: 31-36.
11. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007; 97: S35-S43.
12. Ichim I, Swain MV, Kieser JA. Mandibular stiffness in humans: numerical predictions. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 1903-1913.
13. Lavernia CJ, Cook SD, Klawitter JJ, Weintein AM, Das SC. The effect of implant elastic modulus on the stress distribution surrounding dental implants. In: Simon BR, editor. *International conference proceedings; finite elements in biomechanics*. Tucson: The University of Arizona; 1980; 179-182.
14. Brochers L, Reichant P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62: 155-9.
15. Hassler CR, Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. Measurements of healing at an osteotome in a rabbit calvarium: the influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. *J Biomechanics* 1974; 7: 545-50.
16. Balshi TJ. Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dent Clin North Am* 1989; 33: 821-868.



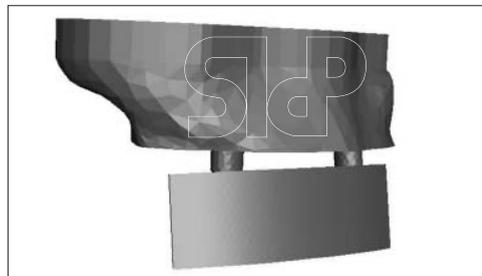
**Fig. 1.** Modello solido mandibolare della configurazione Toronto-Brånemark con cantilever da 15 mm



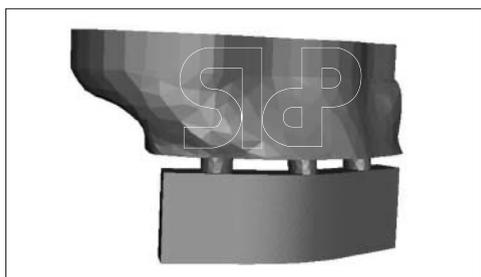
**Fig. 2.** Modello solido mandibolare della configurazione All-on-Four con cantilever da 5 mm



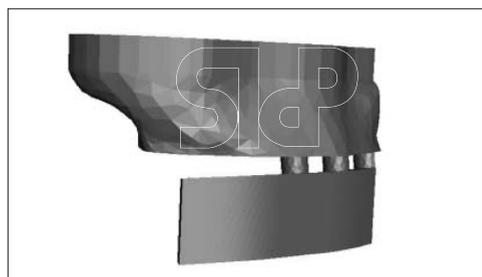
**Fig. 3.** Modello solido mandibolare della configurazione All-on-Four con cantilever da 15 mm



**Fig. 4.** Modello solido mascellare della configurazione All-on-Four con cantilever da 5 mm



**Fig. 5.** Modello solido mascellare della configurazione All-on-Six con cantilever da 5 mm



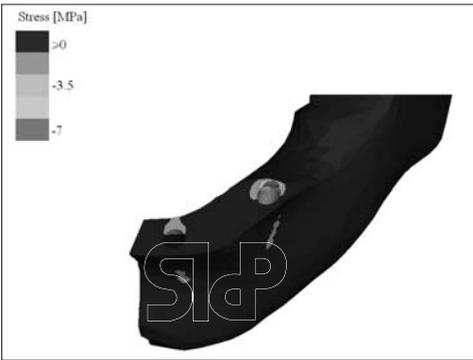
**Fig. 6.** Modello solido mascellare della configurazione Toronto-Brånemark con cantilever da 15 mm



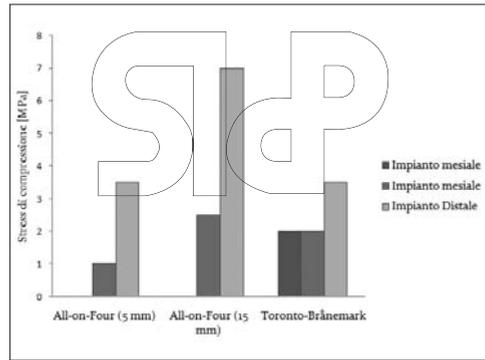
**Fig. 7.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mandibolare a livello della configurazione All-on-Four 5 mm



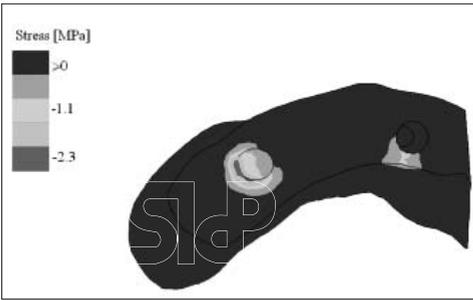
**Fig. 8.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mandibolare a livello della configurazione Toronto-Brånemark



**Fig. 9.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mandibolare a livello della configurazione All-on-Four 15 mm



**Fig. 10.** Istogramma riassuntivo con i valori di picco registrati nelle configurazioni mandibolari



**Fig. 11.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mascellare a livello della configurazione All-on-Four



**Fig. 12.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mascellare a livello della configurazione All-on-Six



**Fig. 13.** Distribuzione dello stress di compressione osseo mascellare a livello della configurazione Toronto-Brånemark