



Riference **OP-BI1201001P4**

Publication date and location

**Gennaio 2012  
Milano (Italy)**

Event

**Publication  
Quintessenza Implantologia 2012;  
vol. 1, 61-65**

Headline scientific research

**Influenza della forma implantare  
sulla stabilità primaria: valutazione  
del rimodellamento osseo in  
condizioni sperimentali**

Authors

**A. Scarano, L. Ravera\*, V. Perrotti, L.  
Ricci, A. Piattelli, G. Iezzi**

Università degli Studi "G. D'Annunzio" di Chieti-  
Pescara  
Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche  
\*Libero Professionista Chieri-Torino

Index

- 01 (61) Introduzione
- 01 (62) Materiali e Metodi
- 02 (63) Risultati
- 02 (64) Discussione
- 03 (65) Conclusioni, Bibliografia
- 03 (66) Bibliografia
- 04 (67) Objectives

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

Antonio Scarano, Lorenzo Ravera, Vittoria Perrotti, Laura Ricci, Adriano Piattelli, Giovanna Iezzi

## Influenza della forma implantare sulla stabilità primaria: valutazione del rimodellamento osseo in condizioni sperimentali

**PAROLE CHIAVE:** Impianti conici, Studio su animale, Stabilità implantare, Tessuto osseo.

**Scopo:** un fattore estremamente importante nel raggiungimento di una sufficiente stabilità primaria è la forma dell'impianto. In Letteratura è stata dimostrata l'importanza della geometria e delle caratteristiche di superficie degli impianti, nel tentativo di raggiungere un miglior contatto osso-impianto e quindi una maggiore stabilità primaria. Scopo del presente studio è stato quello di valutare l'influenza della forma implantare sui processi di rimodellamento osseo, evidenziando eventuali zone di riassorbimento. **Materiali e metodi:** sono stati utilizzati 12 impianti conici (Koni-Plant, Oralplant, Cordenons, Pordenone), di titanio di grado 3, di dimensioni 3,8 x 10 mm, prodotti con macchine e strumenti di alta precisione. La superficie endossea è stata ottenuta trattando il metallo con una microlavorazione per asportazione micromeccanica mediante l'utilizzo di punte di ossido di alluminio di 0,5 µm (superficie Titanium Pull Spray Superficial - TPSS). Nella sperimentazione sono stati utilizzati 6 conigli di razza New Zealand e ogni coniglio ha ricevuto 2 impianti, uno nell'articolazione del ginocchio di sinistra e l'altro nell'articolazione di destra. Tutti e 12 gli impianti sono stati rimossi dopo 60 giorni, insieme ai tessuti circostanti, mediante una block-section e fissati immediatamente in formalina tamponata al 10%. I campioni sono stati successivamente processati per ottenere sezioni sottili con il Precise Automated System (Assing, Roma). **Risultati:** nella corticale ossea si è sempre osservato un'intimo contatto tra osso e impianto, poiché non erano visibili gaps all'interfaccia. Non si sono osservati fenomeni di riassorbimento osseo riconducibili a zone di compressione ossea. **Discussione e conclusioni:** la forma conica dell'impianto utilizzato nel presente studio soddisfa pienamente la necessità di stabilità primaria anche in condizioni limite, minimizzando il rischio di compressione ossea.

### INTRODUZIONE

Attualmente, un sistema per la riabilitazione di elementi dentari persi è rappresentato dall'implantologia, la cui percentuale di successo si attesta, secondo molti Autori, al 99%. Esistono, comunque, studi a lungo termine che rilevano come, occasionalmente, gli impianti non si osteointegrano con l'osso determinando la perdita dell'impianto e dell'osso circostante. Molti sono i fattori che possono influenzare questo risultato negativo (esempio la biocompatibilità

dell'impianto, la sua geometria e forma, le sue caratteristiche di superficie, la tecnica chirurgica adottata, la qualità e la quantità dell'osso circostante, la tecnica protesica utilizzata, i tempi e le condizioni del carico)<sup>1-6</sup>. Poiché l'osso è capace di modificare le sue caratteristiche intrinseche e di forma (deposizione e riassorbimento) e di adattarsi a nuove situazioni in seguito a stimoli meccanici a cui è sottoposto, la geometria, la grandezza dell'impianto e le sue condizioni di carico meccanico durante la funzione, possono essere considerati fattori molto importanti per

**Antonio Scarano**  
MD, DDS, Università degli Studi G. D'Annunzio Chieti-Pescara, Chieti.

**Lorenzo Ravera**  
Libero professionista, Chieri e Torino.

**Vittoria Perrotti**  
DDS, PhD, Università degli Studi G. D'Annunzio Chieti-Pescara, Chieti.

**Laura Ricci**  
DDS, Università degli Studi G. D'Annunzio Chieti-Pescara, Chieti.

**Adriano Piattelli**  
MD, DDS, Università degli Studi G. D'Annunzio Chieti-Pescara, Chieti.

**Giovanna Iezzi**  
DDS, PhD, Università degli Studi G. D'Annunzio Chieti-Pescara, Chieti.

**Corrispondenza:**  
Laura Ricci, DDS,  
Piazza Venezuela, 14  
67039 Sulmona (Aq)  
Tel. 0871/3554083  
riccilaura78@libero.it

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

il successo implantare. Molti studi sperimentali su animali hanno mostrato un riassorbimento osseo patologico attorno all'impianto in casi di sovraccarico<sup>7,8</sup>.

Il raggiungimento di una sufficiente stabilità primaria rappresenta tuttora una condizione pressoché indispensabile per garantire il successo implantare a lungo termine. Esso è influenzato da vari fattori quali, la quantità e la qualità dell'osso interessato alla riabilitazione implantare, la tecnica chirurgica utilizzata, la forma, il trattamento di superficie, la lunghezza e il diametro dell'impianto. Dopo estrazione di denti naturali, l'alveolo va incontro a una progressiva e irreversibile perdita di volume, che può determinare una maggiore difficoltà nel raggiungimento della stabilità primaria e una percentuale di insuccesso molto più elevata. La presenza di un'altezza residua del pavimento osseo del seno mascellare di 5-6 mm, può determinare un rischio di insuccesso implantare molto elevato se si stabilisce di non effettuare innesti ossei all'interno del seno<sup>9,10</sup>. Nelle regioni posteriori del mascellare l'osso maggiormente presente è di tipo IV, il quale è costituito da una porzione predominante di osso midollare fortemente trabecolare e da un sottile strato esterno di osso corticale. Questo tipo di osso, definito "soffice", ha il vantaggio di resistere bene agli stimoli compressivi e presenta un alto potenziale di rigenerazione e una più veloce guarigione all'interfaccia impianto-osso<sup>11</sup>. Con l'osso di tipo IV, però, il raggiungimento di una sufficiente stabilità primaria successiva al posizionamento di un impianto risulta difficile ed il rischio di insuccesso diventa elevato.

Due sistemi utilizzati per la valutazione della stabilità primaria e della stabilità implantare a lungo termine sono il Periostest e l'Osstell<sup>12-14</sup>. Il Periostest misura la stabilità di un impianto valutando la deflessione-accelerazione-decelerazione percuotendo delicatamente l'impianto stesso (DCA, damping capacity assessment). L'Osstell misura la stabilità implantare stimando la risonanza dell'unità osso-impianto dopo il posizionamento di un trasduttore e il rilevamento di specifiche frequenze di vibrazione (RFA, resonance frequency analysis). Vari fattori possono influenzare il risultato di questi due tipi di sistemi di misurazione della stabilità implantare, in particolare la qualità dell'osso interessato alle misurazioni e le dimensioni dell'impianto. Lachmann e Coll.<sup>15</sup> hanno evidenziato che più è lungo l'impianto

maggiore è la sua stabilità in un osso di una data qualità. Per tutte e quattro le lunghezze studiate (11, 13, 15, 18 mm) si evidenziarono differenze statisticamente significative in stretta correlazione alla qualità dell'osso. Nella valutazione di quattro differenti diametri (3,8, 4,5, 5,5, 6,5 mm) Lachmann e Coll.<sup>15</sup> hanno evidenziato che il diametro più stretto (3,8 mm) mostrava, in osso di scarsa qualità, un valore di stabilità primaria più bassa rispetto agli impianti di diametro maggiore a parità di qualità del tessuto osseo. Altro fattore estremamente importante nel raggiungimento di una sufficiente stabilità primaria è la forma dell'impianto. È stata dimostrata l'importanza della geometria e delle caratteristiche di superficie degli impianti, nel tentativo di raggiungere un migliore contatto osso-impianto, e quindi una maggiore stabilità primaria<sup>16</sup>. Scopo del presente lavoro è valutare l'influenza della forma implantare sui processi di rimodellamento osseo evidenziando eventuali zone di riassorbimento.

### MATERIALI E METODI

Nella presente sperimentazione sono stati utilizzati impianti conici (Koni-Plant, Oralplant, Cordenons, Pordenone), di titanio di grado 3, di dimensioni 3,8 x 10 mm, prodotti con strumenti di alta precisione. La superficie endossea è stata ottenuta trattando il metallo con una microlavorazione per asportazione micromeccanica mediante l'utilizzo di punte di ossido di alluminio di 0,5 µm (superficie Titanium Pull Spray Superficial - TPSS). La struttura molecolare del metallo non è stata sottoposta a nessuna variazione o sollecitazione. Questa sperimentazione è stata approvata dal Comitato Etico dell'Università di Chieti. Sono stati utilizzati in totale 12 impianti con superficie "TPSS", i quali sono stati inseriti nell'articolazione di ginocchio di coniglio. Nella sperimentazione sono stati utilizzati 6 conigli di razza New Zealand e ogni coniglio ha ricevuto 2 impianti, uno nell'articolazione di sinistra e l'altro nell'articolazione di destra. Dopo l'anestesia, è stata eseguita un'incisione cutanea con elevazione dei tessuti periostali in maniera tale da esporre la superficie ossea. La preparazione del sito osseo è stata eseguita con frese, sotto abbondante irrigazione

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

con soluzione fisiologica. Dopo l'inserimento degli impianti, il periostio e la fascia muscolare sono stati suturati con Vicryl (Johnson & Johnson) e le cute con Ethibond Excel (Johnson & Johnson). Tutti gli animali hanno superato il periodo post-operatorio. I conigli sono stati sacrificati dopo 60 giorni con una overdose di Tanax. Tutti e 12 gli impianti sono stati rimossi insieme ai tessuti circostanti, mediante una block-section e fissati immediatamente in formalina tamponata al 10%. I campioni sono stati successivamente processati per ottenere sezioni sottili con il Precise Automated System (Assing, Roma). I campioni sono stati quindi disidratati in una serie di alcool a concentrazioni crescenti e infiltrati successivamente in resina Technovit 7200 VLC (Kulzer, Wehrheim, Germania). I blocchetti così ottenuti, sono stati sezionati a circa 150 µm e abrasati fino a 20-30 µm. Sono state ottenute tre sezioni per ogni impianto. I vetrini sono stati quindi colorati con fucsina acida e blue di toluidina ed esaminati con un microscopio Laborlux (Leitz, Wetzlar, Germania). L'analisi istomorfometrica è stata eseguita utilizzando un Intel Pentium II MMX, un sistema di acquisizio-

ne di immagini Matrox, una video camera e un software KS 100 (Zeiss, Hallbergmoos, Germania). Le immagini acquisite sono state analizzate utilizzando il software menzionato in precedenza. L'analisi al Microscopio Elettronico a Scansione (S.E.M) è stata eseguita con un microscopio Leo modello 435 VP (LEO, Cambridge, UK).

### RISULTATI

L'analisi al S.E.M. di tutti i campioni ha rilevato una topografia irregolare rugosa, costituita da zone omogenee e non con presenza di numerose irregolarità di superficie disposte in maniera casuale senza un orientamento predominante (struttura con caratteristiche isotropiche). Non sono stati osservati residui di materiali di natura differente dal titanio.

Dall'esame macroscopico gli impianti si presentavano stabili e circondati da tessuto mineralizzato (Fig. 1). Al microscopio a luce trasmessa si osservava osso maturo con pochi osteoblasti a

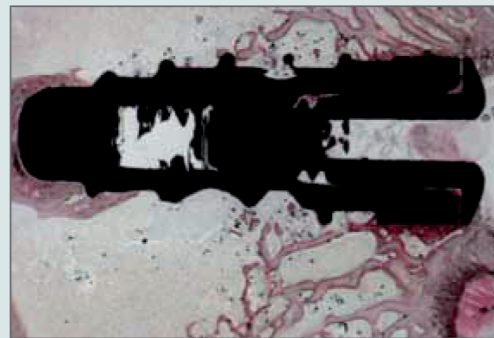


Fig. 1 A piccolo ingrandimento si osserva osso compatto e maturo in corrispondenza della porzione coronale e apicale dell'impianto. Nella porzione intermedia, osso trabecolare a contatto con la superficie (Blue di toluidina e fucsina acida 10X).

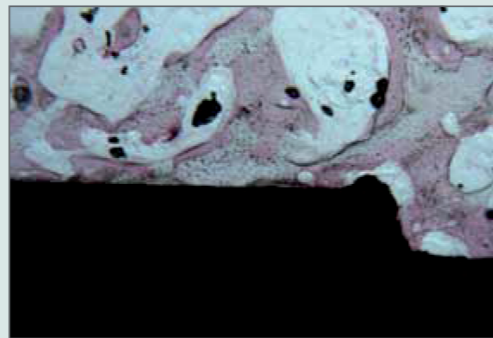


Fig. 2 Osso maturo con pochi osteoblasti a contatto diretto con la superficie dell'impianto (Blue di toluidina e fucsina acida 40X).

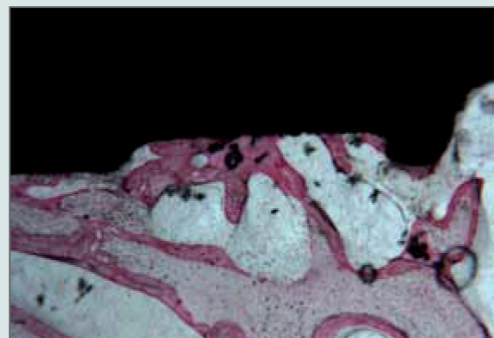


Fig. 3 In alcune aree, in prossimità della porzione corticale, si osserva rimodellamento osseo (Blue di toluidina e fucsina acida 40X).

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

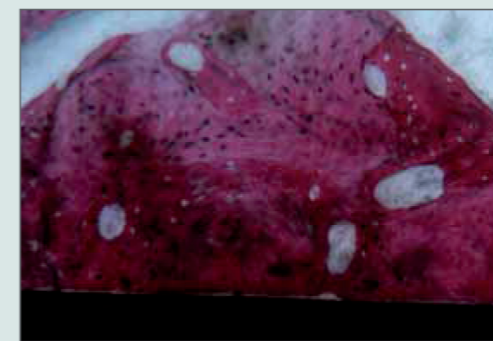
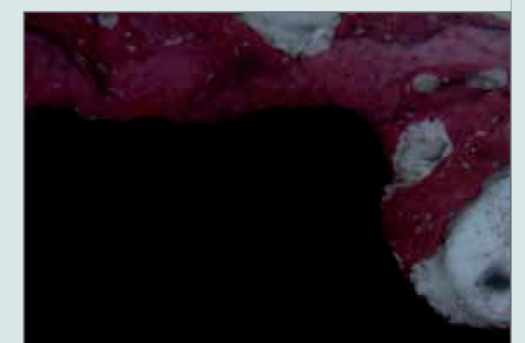


Fig. 4 Nella corticale si evidenziavano numerosi osteoni primari e secondari con l'asse maggiore orientato perpendicolarmente all'asse dell'impianto (Blue di toluidina e fucsina acida 100X).



Fig. 5 Osteone in prossimità della superficie implantare (Blue di toluidina e fucsina acida 100X).

Fig. 6 Intimo contatto tra osso e irregolarità della superficie implantare. Non si evidenziano fenomeni di riassorbimento osseo riconducibili a zone di compressione ossea (Blue di toluidina e fucsina acida 100X).



contatto diretto con la superficie dell'impianto (Fig. 2). In alcune aree in prossimità della porzione corticale era possibile notare rimodellamento osseo (Fig. 3). Nella corticale si evidenziavano numerosi osteoni primari e secondari che si adattavano alla concavità delle spire (Fig. 4), gli stessi si disponevano con l'asse maggiore orientato perpendicolarmente all'asse dell'impianto (Fig. 5). Sempre nella corticale ossea si osservava un'intimo contatto tra osso e impianto, poiché non erano visibili gap all'interfaccia (Fig. 6). Non sono stati osservati fenomeni di riassorbimento osseo riconducibili a zone di compressione ossea.

### DISCUSSIONE

Per molti anni gli impianti maggiormente utilizzati nella pratica clinica presentavano una forma cilindrica, tale che essa ha rappresentato il golden standard nel disegno implantare. Negli anni successivi sono stati introdotti differenti tipi di sistemi implantari nel tentativo di raggiungere una mi-

gliore e più veloce integrazione ossea e una maggiore stabilità primaria<sup>16,17</sup>. Alcuni Autori hanno focalizzato la loro attenzione sugli impianti di forma conica. Sakoh e Coll<sup>18</sup>, in uno studio *in vitro*, hanno dimostrato che gli impianti conici presentavano una stabilità primaria maggiore rispetto a quella raggiunta dagli impianti cilindrici. Gli Autori hanno evidenziato che il torque e la forza di svitamento negli impianti di forma conica sono significativamente più elevati, mentre i valori medi del Periotest negli impianti conici sono significativamente più bassi. Altri studi *in vitro* hanno suggerito che impianti di forma conica possono raggiungere elevati valori di stabilità primaria anche in osso di scarsa qualità, tipo IV<sup>19</sup>. Ferrigno e Laureti<sup>20</sup> inserirono 42 impianti di forma conica utilizzando la tecnica split-crest in creste mascellari strette (larghezza da 3 a 5 mm). La percentuale di successo riportata dopo follow-up di 18 mesi suggeriva che il disegno conico dell'impianto aveva consentito di ottenere un'adeguata stabilità primaria. Alcuni Autori<sup>21-24</sup> hanno studiato, nell'implantologia postestrattiva immediata, l'utilizzo di impianti conici con distanza tra le spire ridotta a 0,8 mm

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

per aumentarne la stabilità primaria. I risultati ottenuti hanno evidenziato percentuali di successo elevate. Nedir e Coll.<sup>25</sup> hanno utilizzato a livello del pavimento del seno mascellare con altezze residue di osso molto basse (da 1 a 6 mm), impianti di forma conica con distanza tra le spire contigue ridotte; le percentuali di successo sono risultate essere elevate.

Controversa è tutt'oggi l'influenza della forma conica nel determinare un maggiore stress sull'osso, particolarmente di elevata densità (tipo I) rispetto ad altre geometrie implantari. L'analisi a elementi finiti è stata largamente utilizzata per analizzare la distribuzione dello stress degli impianti dentari sull'osso circostante<sup>26</sup>. Alcuni lavori hanno mostrato che un alto livello di stress può esistere nella regione dell'osso attorno al collo dell'impianto<sup>27-30</sup>. Molti fattori possono influenzare il livello dello stress sull'osso che circonda un impianto. Tra questi rivestono particolare importanza il carico applicato, la quantità e qualità dell'osso, il materiale e la forma dell'impianto<sup>28-31</sup>. Anche il diametro dell'impianto e la sua lunghezza sono considerati fattori molto importanti nel determinare il valore di stress nell'osso corticale attorno al collo dell'impianto<sup>32</sup>. Nordin e Coll.<sup>33</sup> hanno dimostrato che gli impianti conici hanno un diametro maggiore a livello dello strato corticale esterno e ciò determina un riassorbimento osseo a livello della superficie dell'impianto in direzione apicale fino a livello della prima spira. Quaresma e Coll.<sup>34</sup> hanno dimostrato, in un'analisi a elementi finiti, che un impianto di forma conica connesso a un abutment con connessione conica produceva meno stress a livello dell'osso rispetto a un impianto di forma cilindrica connesso, mediante vite, a un abutment con esagono interno. Shi e Coll.<sup>35</sup>, in un'analisi a elementi finiti, hanno dimostrato che ampi diametri con una forma del collo conica diminuiscono lo stress sull'osso. La forma del collo conica, a parità di diametro, è più efficiente sull'osso rispetto a forme del collo senza conicità. I risultati hanno pure evidenziato che il grado di conicità del collo è estremamente importante e che vanno evitati valori elevati di angolazione perché introducono fattori di debolezza intrinseca nell'impianto e un peggioramento della sua stabilità primaria.

I risultati istologici ottenuti nel presente studio hanno evidenziato che non sono presenti zone di riassorbimento osseo a livello del collo. Tutto ciò è determinato anche dalla precisa congruen-

za tra il sito implantare e l'impianto, precisione dovuta alle frese che consentono di preparare un letto implantare adeguato alla forma conica dell'impianto. Anche la grandezza, forma, direzione e il passo delle spire sono evidentemente favorevoli nel minimizzare, per quanto possibile, l'azione compressiva.

## CONCLUSIONI

La forma conica dell'impianto utilizzato nel presente studio ha soddisfatto la necessità di stabilità primaria in condizioni limite, in cui è richiesta una buona stabilità implantare, minimizzando il rischio di compressione ossea.

## BIBLIOGRAFIA

- Garcia DA, Sullivan TM, O'Neil DM. The biocompatibility of dental implant materials measured in animal model. *J Dent Res* 1981;60:44-49.
- Pharm AN, Fiorellini JP, Paquette D, Williams RC, Weber HP. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *J Oral Implantol* 1994;20:26-34.
- Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: A retrospective study. *Implant Dent* 1998;7:258-266.
- Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412-1424.
- Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-111.
- Barboza EP, Caula AL, Carvalho WR. Crestal bone loss around submerged and exposed unloaded dental implants: a radiographic and microbiological descriptive study. *Implant Dent* 2002;11:162-169.
- Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-218.
- Carr AB, Beals DW, Larsen PE. Reverse-torque failure of screw-shaped implants in baboons after 6 months of healing. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:598-603.
- Tatum OH. Maxillary and sinus implant reconstruction. *Dent Clin North Am* 1976;30:207-229.
- Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Lacone VJ. Report of the sinus consensus conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(suppl):11-32.
- Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003;67:932-949.

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

- Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Troger M, Engelke K. Implant stability and histomorphometric correlation study in human cadavers using stepped implants. *Clin Oral Implants Res* 2003;14:601-609.
- Caulier H, Naert I, Kalk W, Jansen J. The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations, and Periosteal measurements of oral implants: A experimental animal study. *Int Oral Maxillofac Implants* 1997;12:380-386.
- Isidor F. Mobility assessment with the Periosteal system in relation to histologic findings of oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:377-383.
- Lachmann S, Johannes YL, Axmann D, Weber H. Influence of implant geometry on primary insertion stability and simulated peri-implant bone loss: an in vitro study using Resonance Frequency analysis and Damping Capacity Assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;2:347-355.
- Büchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Seper L, Joos U, Meyer U. Peri-implant bone formation around cylindrical and conical implant systems. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2004;8:282-288.
- Joos U, Vollmer D, Kleinheinz J. Effect of implant geometry on strain distribution in peri-implant bone. *Mund Kiefer Gesichtschir* 2000;4:143-147.
- Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:560-566.
- O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:85-92.
- Ferrigno N, Laureti M. Surgical advantages with ITI TE implants placement in conjunction with split crest technique. 18 months of an ongoing prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:147-155.
- Accokaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cavit Cehrell M. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: A human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:202-209.
- Fugazzotto PA. Guided bone regeneration at immediate implant insertion and loading. A case report. *Implant Dent* 2004;13:223-224.
- Fugazzotto PA. Implant placement at the time of maxillary molar extraction: Technique and report of preliminary results of 83 sites. *J Periodontol* 2006;77:302-309.

- Friedmann A, Kaner D, Leonhardt J, Bernimoulin JP. Immediate substitution of central incisors with an unusual enamel paraplusia by a newly developed titanium implant: A case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:393-399.
- Nedir R, Nurdin N, Szmukler-Moncler S, Bischof M. Placement of tapered implants using an osteotome sinus floor elevation technique without bone grafting: 1-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:727-733.
- Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthetic Dent* 2001;85:585-598.
- Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant: A three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005;32:279-286.
- Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest: A three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:486-494.
- Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-676.
- Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2003;30:41-45.
- Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-368.
- Petrie CS, Williams JL. Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the p-version finite element method. *J Mechanics Med Biol* 2002;2:339-345.
- Nordin T, Jonsson G, Nelvig P, Rasmusson L. The use of a cortical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:343-347.
- Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008;34:1-6.
- Shi L, Li H, Fok A, Ucer C, Devlin H, Horner K. Shape optimization of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:911-919.

Scarano A, Ravera L, Perrotti V, Ricci L, Piattelli A, Iezzi G

Antonio Scarano, Lorenzo Ravera, Vittoria Perrotti, Laura Ricci, Adriano Piattelli, Giovanna Iezzi

## Influence of implant shape on primary stability: bone remodeling evaluation

**KEY WORDS:** Animal study, Bone tissue, Conical implants, Implant stability.

**Objectives:** the implant shape is an important factor to achieve an adequate primary stability. The literature demonstrated the importance of geometry and surface characteristics of the implants to obtain a good bone-implant contact, and therefore a great primary stability. The aim of present study was to evaluate the influence of implant shape on bone remodeling process, pointing out focusing on areas of bone resorption. **Materials and methods:** twelve conical implants (3.8 x 10 mm) (Koni-Plant, Oralplant, Cordenons, Pordenone, Italy) made of grade 3 titanium, produced by high precision devices, were used. The endosseous surface was obtained by means of a micromechanical removal of parts of the superficial metal layer with the use of aluminum oxide 0.5 microns micropoints (Titanium Surface Spray Pull Superficial - TPSS). In the experiment 6 rabbits (New Zealand race) were used and each rabbit received 2 implants, one in left knee-joint and one in right knee-joint. All 12 implants were retrieved after 60 days. The implants were removed together with the surrounding tissues, using a block-section and immediately fixed in 10% buffered formalin. The samples were then processed to obtain thin sections with the Precise Automated System (Assing, Rome, Italy). **Results:** the intimate contact between bone and implant was always observed in cortical bone, since there were no visible gaps at the interface. Bone resorption processes related to bone compression areas were not present. **Discussion and conclusions:** the conical shape of the implant used in the present study fully satisfies the necessity of primary stability in extreme conditions, reducing the risk of bone compression.