

Impianti corti: principi biomeccanici e predicibilità a lungo termine

Mauro Marincola*, Luigi Paracchini**, Vincent Morgan***, John Schulte****

The efficacy and reliability of an implant design to biocompatibly transfer the occlusal forces on its prosthetic restoration to its surrounding bone is a significant engineering challenge. This challenge cannot be met by any single design feature such as surface area, but rather requires the appropriate integration of all of its design features. This is particularly true for short implants, because of their minimal length and higher crown to implant ratios. It is paramount that the entire design of short implants maximizes the effectiveness of each of its features within the implant's available surface area and length. The Bicon short implant is an example of a time proven geometric design that successfully transfers the occlusal forces on its prosthetics to its surrounding bone by appropriately integrating the following features: a bacterially-sealed, 1.5 degree locking taper abutment to implant connection and a subcrestally placed, sloping shouldered implant with a *plateaued* tapered root form body. Additionally, these integrated features not only compensate for the implant's ankylosed nature by successfully transforming occlusal forces to acceptable strains within the bone, they also provide for healthy and gingivally aesthetic peri-implant tissues, as well as for the callus formation of cortical like bone with central vascular systems. More importantly, the entirety of this design offers the patient and clinician alike the ability to place an implant in edentulous sites where there is minimal bone height, thus not only avoiding the costs and morbidity of bone grafting procedures, but also the costs of just not being able to place an implant.

Parole chiave: Impianti corti (Short Implant), geometria a platea (*plateau*), collo implantare convergente (*Sloping Shoulder*), connessione conometrica (*Locking Taper*), osso marginale e interfaccia osso-impianto (BIC).

INTRODUZIONE

Gli impianti osteointegrati rappresentano da trent'anni una valida modalità di trattamento per pazienti totalmente o parzialmente eden-

* Professore Associato, Università di Cartagena; Libero professionista, Roma.

** Ingegnere INGEO Snc, Varallo Pombia, Novara.

*** Direttore Clinico, Implant Dentistry Center, Boston, Stati Uniti.

**** Professore Associato, Università di Minnesota, Stati Uniti.

Indirizzo per la corrispondenza:

Bicon Italia S.r.l.
Sede Amministrativa: Via Marcantonio Colonna, 28 - 00192 Roma
Tel. +39 06 36010308
Fax. +39 06 36790179
italy@bicon.com - www.bicon.com

tuli. Numerosi studi longitudinali hanno dimostrato un'elevata percentuale di successo degli impianti dentali (~95% dopo 10 anni), ma le complicazioni intorno all'impianto come periimplantite e perdita crestale dell'osso marginale al collo dell'impianto sono tuttora oggetto di ricerca¹⁻³.

Il successo di un impianto non si valuta solamente per la sua sopravvivenza, ma anche per la presenza o meno di complicazioni biologiche.

Esse dipendono dal mantenimento nel tempo di un'estetica gengivale accettabile senza l'insorgere di riassorbimenti dell'osso corticale. Altrimenti, un'inflammatione dei tessuti molli circostanti l'impianto porterebbe all'insorgere di

una periimplantite con perdita dell'osso marginale ed esposizione del collo implantare^{4,5}.

Il mantenimento dell'osso crestale è diventato negli ultimi anni un criterio chiave nella valutazione del successo di un impianto. La perdita di osso marginale intorno a un impianto dipende da svariati fattori⁶⁻⁹:

- biocompatibilità dell'impianto;
- geometria e caratteristiche di superficie;
- tecnica chirurgica;
- connessione impianto-moncone;
- tipo di riabilitazione protesica;
- distribuzione dei carichi in relazione alla qualità e quantità dell'osso circostante l'impianto.

Quest'ultimo fattore ha assunto un aspetto fondamentale nella valutazione a lungo termine del successo di un impianto. Infatti, l'osso ha la capacità di adattare la sua struttura attraverso processi di riassorbimento e deposizione in seguito a stimoli meccanici ai quali viene sottoposto durante i cicli masticatori⁸⁻¹⁰. Il caso ideale sarebbe la distribuzione omogenea dei carichi lungo l'intera superficie di contatto impianto/osso che è comunque in relazione diretta con il tipo di geometria implantare. Nelle analisi al FEA di diversi tipi implantari, possiamo riscontrare zone di stress durante le sollecitazioni occlusali che in vivo possono portare al riassorbimento osseo marginale al collo dell'impianto¹¹. Numerosi studi su animali hanno dimostrato come carichi masticatori eccessivi possono provocare riassorbimento dell'osso marginale intorno a impianti dentali¹²⁻¹⁴.

Particolare importanza rivestono i fattori sopra elencati nell'utilizzo degli impianti corti, ossia impianti di lunghezza ridotta (<10 mm). Fuggazotto e Coll.¹⁵ mostrano in uno studio multicentrico pubblicato nel 2004, una percentuale di successo pari al 94.5% fino a 7 anni, valutando impianti di lunghezza di 9 mm o inferiori, inseriti a livello molare. In tale studio venivano utilizzati impianti con un diametro di 4.1 mm, mentre attualmente si opta per impianti corti a maggior diametro. In virtù della maggiore superficie disponibile per il contatto osso-impianto consegue un successo implantare ancora più elevato.

Altri lavori recenti, che esaminano in maniera mirata impianti corti, mostrano tutti un'elevata percentuale di successo a distanza, pari in media a 95.9%¹⁶⁻²⁷. Si può dunque rilevare dalla Letteratura in proposito come non sia l'impianto corto in sé a rappresentare una soluzio-

ne terapeutica a più elevato rischio, ma come a rischio sia tale utilizzo qualora l'impianto non abbia una geometria adeguata o qualora sia inserito in osso di scarsa qualità, senza utilizzare protocolli chirurgici specifici. Tali pubblicazioni riportano infatti che, utilizzando impianti a caratteristiche di design specifiche e protocolli chirurgici differenziati sulla base della diversa qualità ossea, i risultati tra impianti corti e lunghi in qualunque situazione di densità ossea sono sovrapponibili. Gentile e Coll.²⁸ pubblicano nel 2005 uno studio longitudinale dimostrando l'attendibilità e la predicibilità a lungo termine di impianti corti con geometria a plateau o *plateau* e con un diametro di 6 mm e lunghezza di 5.7 mm.

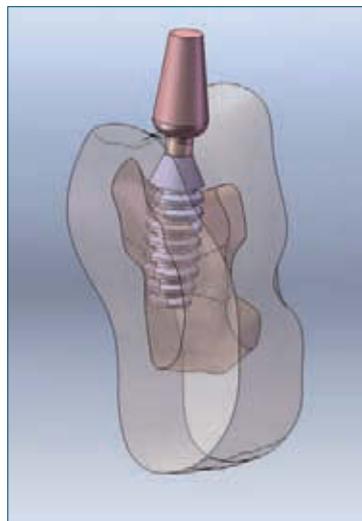


Fig. 1 Modello CAD tridimensionale, ottenuto al computer, in cui è visibile l'osso, l'impianto e il moncone.

MATERIALI E METODI

La ricerca sull'ottimizzazione della geometria di un impianto corto si ottiene con l'aiuto di accurati studi biomeccanici seguendo il metodo degli elementi finiti (FEM). Il FEM viene ampiamente utilizzato per analizzare la distribuzione di forze assiali e orizzontali le quali agiscono sull'interfaccia impianto/osso (BIC)²⁹.

Per ottenere tale valutazione è necessario costruire, mediante CAD (Computer Aided Design) tridimensionali, un modello matematico nel quale si fa riferimento alla geometria dell'impianto, dell'osso corticale, della spongiosa, del-

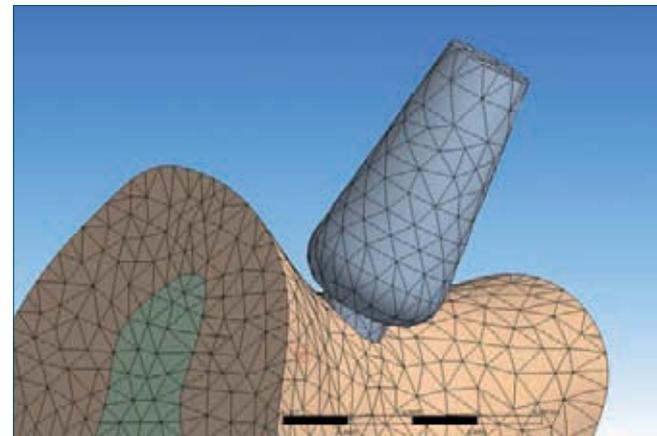


Fig. 2 Modello CAD tridimensionale sul quale è stata fatta la discretizzazione in elementi finiti usando dei tetraedri a forma parabolica a 10 nodi.

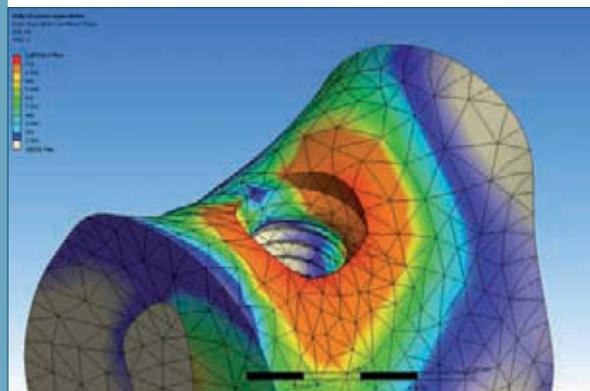


Fig. 3 Rappresentazione dello stress osseo di un impianto avvitato posizionato in cresta. Si nota lo stress subito dall'osso marginale al collo dell'impianto.

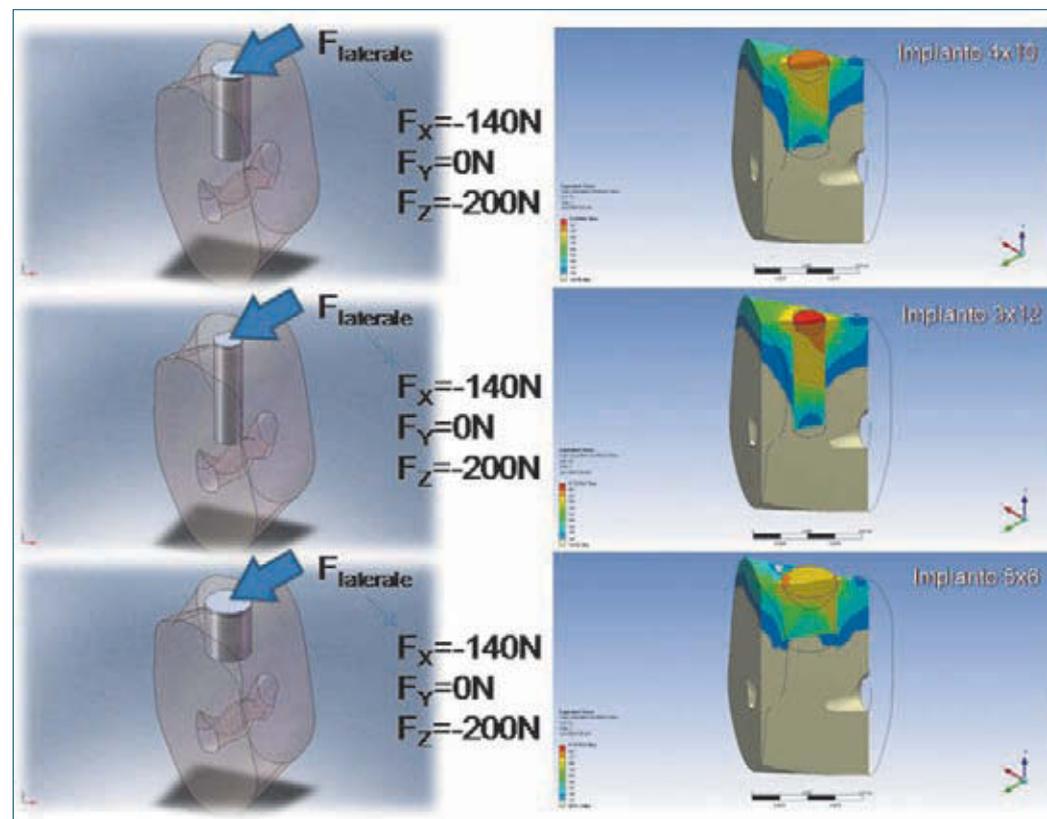


Fig. 4 All'applicazione della forza laterale, un impianto da 5x6 mm carica meno il tessuto osseo riducendo lo sforzo sull'osso stesso; gli impianti corti e larghi hanno un comportamento biomeccanico migliore rispetto ad impianti lunghi e di piccolo diametro.

l'abutment e dell'eventuale mezzo di collegamento fixture-moncone (Fig. 1).

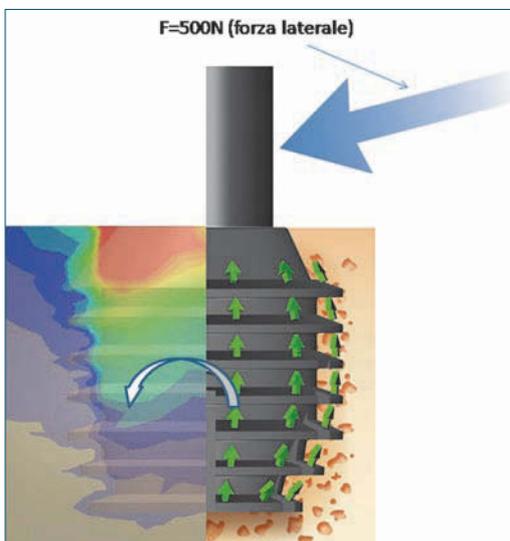
Stabilite le condizioni geometriche su cui l'analisi FEM deve lavorare, si procede a discretizzare il sistema in elementi finiti, a inserire i vincoli e le forze e a stabilire le caratteristiche dei materiali in gioco in termini di modulo d'elasti-

cità normale (modulo di Young). In genere le analisi FEM vengono condotte ipotizzando materiali lineari, omogenei e isotropici. Per materiali si intende osso corticale, osso spongioso e materiale dell'insieme fixture abutment (Fig. 2).

Diversi Autori hanno dimostrato come un'alta concentrazione di stress può verificarsi sul-

l'osso corticale circostante l'impianto³⁰⁻³⁴. Infatti, applicando delle forze sull'abutment, la maggior concentrazione di stress si ha nella zona crestale dell'osso corticale; è per questa ragione che gran parte di perdita ossea nei primi anni di vita dell'impianto si manifesta nella porzione marginale del collo (Fig. 3).

Fig. 5 Applicando una forza laterale di 500 N, le singole terrazze dei *plateau* generano dei momenti flettenti che caricano l'osso in modo costante e uniforme; lo stress, dato dalla singola terrazza, stimola la crescita ossea.



Come già elencato in precedenza, i fattori causanti i fenomeni di riassorbimento crestale sono da ricercarsi nell'intensità delle forze applicate, nella qualità e nella quantità dell'osso e nella geometria-design dell'impianto³²⁻³⁵. Essendo la tipologia ossea e le forze masticatorie dei fattori inalterabili, la scienza si è concentrata sull'ottimizzazione del design implantare e nella ricerca di una più omogenea distribuzione dei carichi masticatori con conseguente riduzione degli stress sull'interfaccia osso-impianto (BIC)³⁴⁻³⁷.

I nostri studi al FEM hanno confermato che l'ottimizzazione del sistema di accoppiamento tra abutment e impianto e una variazione di diametro implantare portano certamente un beneficio ai fini di una corretta distribuzione dello

stress osseo³⁵⁻⁴⁰. A fronte di ciò, un impianto con ampio diametro e ridotta lunghezza causa meno stress all'osso rispetto a un impianto molto lungo e di piccolo diametro (Fig. 4).

Altra condizione importante ai fini di un corretto trasferimento di carico tra impianto e osso è la forma geometrica del profilo della fixture. Impianti con ampi *plateau* hanno un comportamento biomeccanico – in termini di carico osseo – migliore rispetto a impianti con gambi a profilo geometrico poco ampio (Fig. 5).

Ultima considerazione sulla biomeccanica implantare riguarda la geometria del collo della fixture. Un collo dell'impianto che si amplia verso l'esterno peggiora il trasferimento dei carichi all'osso circostante. Shi⁴¹ e Couegnat⁴² dimostrano che agendo sul design del collo im-

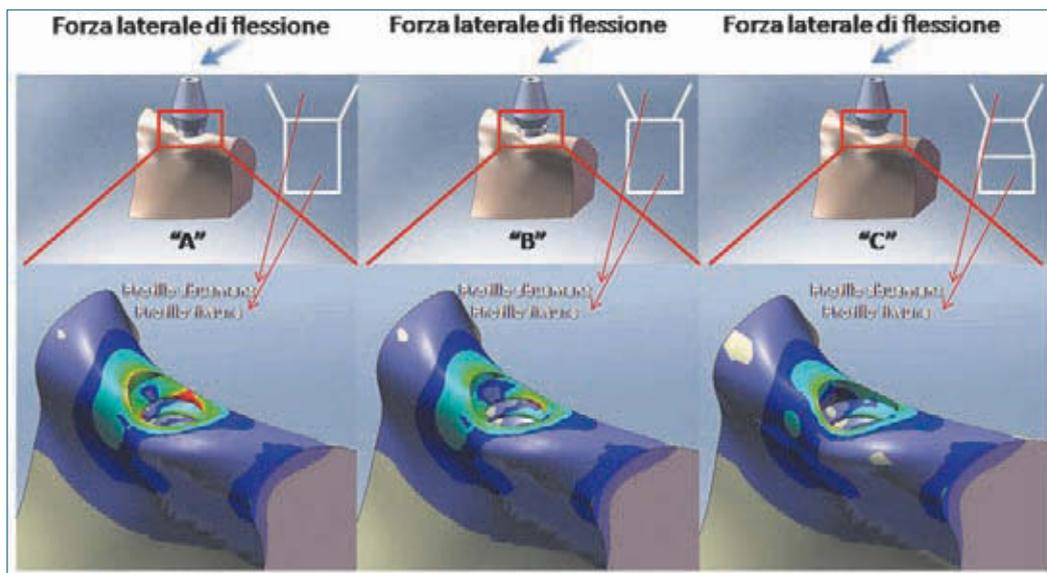


Fig. 6 All'applicazione della forza laterale sopra rappresentata, il sistema "C" carica meno il tessuto osseo riducendo lo sforzo sull'osso; la sistemica "C" ha un miglior comportamento biomeccanico rispetto alle sistematiche "A" e "B".



Fig. 7 Impianto corto Bicon. Si osserva il cambio di piattaforma a livello crestale con crescita dell'osso marginale sopra la spalla convergente (*Sloping Shoulder*).

plantare, si verifica un'ulteriore riduzione dei livelli di stress. Un impianto con una geometria convergente verso l'interno non fa altro che migliorare lo stress attorno all'osso riducendone l'intensità (Fig. 6).

DISCUSSIONE

Il collo convergente e l'ampliamento in senso orizzontale delle filettature, presentato dagli studi al FEM da Pertie, Akagawa, Tada, Couegnat e Shi rispecchia un concetto di disegno implantare già proposto nel 1975 da Driskell e Coll. con l'impianto Synthodont⁴³. Questi ultimi Autori ribadiscono da oltre 20 anni il concetto di impianti corti con largo diametro e collo implantare convergente, posto 2 mm sotto cresta (Fig. 7).

Studi comparativi con il FEA di Lemons⁴⁴ e Muftu⁴⁵ sulla distribuzione delle forze occlusali lungo l'interfaccia osso-impianto (BIC) di 5 tipi di impianti, dimostrano l'importanza della geometria implantare.

Per migliorare le caratteristiche biomeccaniche di un design implantare bisogna tenere conto del diametro del collo implantare, della struttura del corpo implantare e della collocazione dell'impianto rispetto alla cresta ossea.

È ovvio che impianti di tipo cilindrico abbiano una performance biomeccanica diversa da un impianto con ampie filettature o con un design a forma di *plateau*, cioè ad alette estese in senso orizzontale. Negli studi sopra elencati e nei risultati al FEA pubblicati da Paracchini e Coll.⁴⁶ si evidenzia come le forze orizzontali e verticali che agiscono sul corpo im-

plantare durante le forze masticatorie rotazionali vengano distribuite omogeneamente negli spazi dei *plateau*. Si assiste a una formazione di osso di tipo corticale che fornisce all'osso formatosi negli spazi tra un *plateau* e l'altro un effetto cuneo⁴⁴.

Un impianto con geometria cilindrica subirebbe, a livello crestale, un effetto compressione controlaterale alla forza applicata con conseguente compressione dell'osso marginale e insorgenza di una peri implantite da stress occlusale⁴⁷. Negli impianti a *plateau* si verifica una distribuzione delle forze lungo il perimetro di ogni spazio tra *plateau* e *plateau*.

In tal modo aumenta notevolmente la quantità di osso che partecipa attivamente all'assor-

bimento delle forze masticatorie e la compressione verticale lungo la superficie di contatto osso-impianto è ridotta al minimo. Ciò fa sì, che impianti con tale design possano subire elevate sollecitazioni anche se di lunghezza ridotta (Figg. 8).

La geometria del collo implantare convergente verso la cresta e posto leggermente al di sotto di essa (*Sloping Shoulder*), diminuisce notevolmente lo stress che subisce normalmente l'osso crestale durante le sollecitazioni masticatorie su un impianto subcrestale a collo regolare^{41,46}.

Tale caratteristica è da considerarsi come indispensabile per il mantenimento dell'osso marginale intorno a un impianto. Nel mantene-



Figg. 8 Impianti corti 6x5.7 mm (Bicon Dental Implants) in zona infero-posteriore con corone singole. Notare l'osso sopra il collo implantare convergente e la connessione conometrica (*Locking Taper*) senza gap tra pozzetto implantare e gambo del moncone.



Figg. 9 Il mantenimento dell'osso crestale sopra la spalla convergente (*Sloping Shoulder*) assicura la conservazione delle papille e la preservazione dell'estetica gengivale.



Figg. 10 Gli impianti corti riducono la necessità di innesti ossei e rialzi del seno. La RX evidenzia la collocazione di impianti Bicon 4.5x8 mm appena sotto il pavimento sinusale.



re il livello crestale si assicura al tessuto gengivale un sostegno nutrizionale fondamentale per la conservazione delle papille e preservazione dell'estetica gengivale (Figg. 9).

Un ulteriore criterio importante da non trascurare nell'utilizzo appropriato degli impianti corti è quello della connessione impianto-moncone. Impianti corti con connessioni tradizionali possono provocare, tramite micromovimenti e microinfiltrazioni batteriche della componente avvitabile, riassorbimento osseo crestale marginale al collo dell'impianto. In caso di impianti con lunghezze standard, superiori ai 10 mm, potrebbe essere irrilevante ai fini della sopravvivenza dell'impianto stesso, mentre nei casi di impianti corti anche una minima perdita ossea annuale in senso verticale potrebbe compromettere la loro longevità^{48,49}.

CONCLUSIONI

Nei settori latero-posteriori del mascellare superiore, spesso si rileva una quantità ossea sfavorevole per il posizionamento degli impianti a causa di una pneumatizzazione del seno mascellare e/o riassorbimento della cresta alveolare (Figg. 10).

In queste condizioni, una valida alternativa alle tecniche chirurgiche riparative – spesso complesse e invasive, come il rialzo del seno mascellare, innesti ossei e l'osseodistrazione – è quella degli impianti corti. Questi sono caratterizzati da un diametro implantare maggiore (5-6 mm) e da una lunghezza ridotta a 6 mm.

Tale trattamento alternativo è rappresentato dalla minore complessità della tecnica chirurgica



Figg. 11 Full arch superiore e inferiore con utilizzo di impianti corti Bicon sia nei settori anteriori sia posteriori.

ca che consente di ridurre la morbilità, l'insorgenza di complicanze e un decorso postoperatorio più rapido.

Gli impianti corti sono da considerarsi indispensabili nell'ambito della chirurgia minimamente invasiva, che mira alla riduzione dei disagi per il paziente. Oltre a essere utilizzati nei settori posteriori – onde evitare procedure chirurgiche invasive come il rialzo del seno, la trasposizione del nervo mandibolare o innesti ossei – gli impianti corti possono essere utilizzati in tutti i settori del mascellare e/o mandibolare (Figg. 11). In tal modo viene conservato il tessuto osseo del paziente con conseguente riduzione del trauma chirurgico.

Per quanto riguarda specificatamente situazioni di grave atrofia associata a scarsa densità ossea, i risultati con impianti corti (94.6 – 96%)^{49,50} possono essere positivamente confrontati con quelli di impianti inseriti nelle stesse condizioni previa chirurgia di grande rialzo del seno mascellare (91.5 %) o di innesto osseo (75.7%)⁵⁰⁻⁵².

Tale utilizzo di impianti corti è comunque direttamente dipendente dalla geometria implantare che trasmette all'impianto la sua capacità biomeccanica e, di conseguenza, la sua resistenza nel tempo alle forze masticatorie che si scaricano a livello dell'interfaccia osso-impianto.

Gli ultimi studi biomeccanici su impianti ci dimostrano come è di particolare rilevanza la

geometria del collo implantare (*Sloping Shoulder*) e l'estensione orizzontale della filettatura del corpo implantare (*plateau*), per migliorare la distribuzione dei carichi masticatori.

Gli impianti da noi analizzati (Bicon Dental Implants, Boston, USA) evidenziano un design implantare favorevole all'utilizzo degli impianti corti. Dopo 23 anni di esperienza clinica con impianti di lunghezza minore ai 10 mm possiamo definire i criteri base per il successo degli impianti corti:

- la geometria favorevole del corpo implantare o fixture è data dalle alette o *plateau* estese in senso orizzontale che permettono l'accumularsi del coagulo sanguigno con conseguente cicatrizzazione accelerata e formazione di osso corticale resistente alle sol-

lecitazioni biomeccaniche durante i cicli masticatori⁴⁴;

- il collo implantare convergente in senso cre-stale (*Sloping Shoulder*) assicura la stabilità dell'osso cre-stale sovrastante l'impianto e il mantenimento del tessuto gengivale circo-stante la porzione protesica^{36,41,42,53};
- la connessione conometrica (*Locking Ta-per*) elimina il rischio di perdita ossea circo-stante l'impianto, annullando i micro movi-menti tra impianto-moncone e le microinfiltra-zioni batteriche grazie a un sigillo batterico⁵³.

BIOGRAFIA

1. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005.
2. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and nonsubmerged ITI solid-screw titanium implants: A 10-year life table analysis of 468 implants. *J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:826–834.
3. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Kerstin E, Feldmann H. AstraTech and Brånemark system implants: A 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:413–420.
4. Rutar, Lang A, Buser NP, Burgin D, Mombelli W. Retrospective assessment of clinical and microbiological factors affecting periimplant tissue condition. *Clin Oral Implants Res*, 2001.
5. Lang, P, Wilson N, Corbet TG. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res*. 2000.
6. Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: A retrospective study. *Implant Dent* 1998;7:258–266.
7. 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.
8. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104–111.
9. 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.
10. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, e Coll. Biomechanics of oral implants: A review of the literature. *Technol Health Care* 1997;5:253–273.
11. Gherlone E, Paracchini L. Distribuzione degli sforzi in impianti dentali. *Il Dentista Moderno* 1999;9.
12. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143–152.
13. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:1–9.
14. Carr AB, Beals DW, Larsen PE. Reverse-torque failure of screwshaped implants in baboons after 6 months of healing. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:598–603.
15. Fugazzotto PA e Coll. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crown: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology* (2004) 75:327–332.
16. Bernard J e Coll. Intéret de l'utilisation d'implants ITI de faible longueur dans les secteurs postérieurs: résultats d'une étude clinique à 3 ans. *Médecine Buccale, Chirurgie Buccale*. (1995) 11–18.
17. Texeira ER e Coll. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: a five-year survival study. *Journal of Prosthetic Dentistry* (1997) 78:166–171.
18. Ten Bruggenkate CM e Coll. Short (6mm) nonsubmerged dental implants: results of a multicenter clinical control trial of 1 to 7 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (1998) 13:791–798.
19. Deporter DA e Coll. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (2001) 16: 653–658.
20. Deporter DA e Coll. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. (2000) 20:477–485.
21. Friberg B e Coll. Long-term follow-up severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* (2000) 2:184–189.
22. Stellingsma C e Coll. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* (2000) 58:382–387.
23. Tawill G e Coll. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* (2003) 18: 894 – 901.
24. Fugazzotto PA et al Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crown: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology* (2004) 75:327–332.
25. Griffin T.J e Coll. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry* (2004) 92:139 – 144.
26. Nedir R e Coll. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Result from a private practice. *Clinical Oral Implant Researches* (2004) 15:150–157.
27. Goené R e Coll. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implants Dentistry* (2005) 14:274–280.

28. Gentile M, Chuang SK, Dodson T. Survival Estimates and Risk Factors for Failure with 6x5.7mm Implants. *Int J of Oral&Max Fac Impl.*Vol.20,No.6, Nov/Dec 2005.
29. Geng J, Tan KBC, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585–598. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 919.
30. 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.
31. 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.
33. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671–676.
34. 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.
35. 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 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357–368.
36. 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.
37. Hedia HS, Mahmoud NA. Design optimization of functionally graded dental implant. *Biomed Mater Eng* 2004;14:133–143.
38. Proos K, Steven G, Swain M, Ironside J. Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2000;4:77–92.
39. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333–340.
40. Mattheck C. *Design in nature: Learning from trees.* Springer, 1998.
41. Shi L, Haiyan L, Fok ASL. Shape optimization of dental implants. *Int J Oralmaxillofac Implants* 2007;22:911–920.
42. Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJE. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth, accepted for publication. *Dent Mater* 2006;22:3–12.
43. Driskell TD, O'Hara MJ, Greene GW. *Surgical Tooth Implants, Combat& Field.* J of US Army Medical Research and Development. Report No.3;17-69,1973.
44. Lemons JE. Biomaterials, Biomechanics, Tissue Healing and Immediate Function of Dental Implants. *J of Oral Impl*, 2004;5.
45. Bozkaya D, Muftu S. Evaluation of Load Transfer Characteristics of Five Different Implant Systems in Compact Bone at different Load Levels(FEA). *J of Prost Dent.* 2004;92(6):523-530.
46. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A. Stress Distribution in the Mandibular Bone with Five Different Implants. *Il Dentista Moderno*, 2001;19.
47. Uribe R, Penarrocha M, Sanchis J, M Garcia. Marginal peri-implantitis due to occlusal overload. *Med Oral*, 2004.
48. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*;62:155–159,1983.
49. Feldman S e Coll. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined-surfaced and Osseotite implants. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 2004;16:16-23.
50. Becktor JP e Coll. Survival analysis of endosseous implants in grafted and nongrafted edentulous maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.*2004;19:107-115.
51. Del Fabbro M e Coll. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *International Journal Of Periodontics and Restorative Dentistry.* (2004)24: 565-577.
52. Renouard F e Coll. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research.* (2005);7(Suppl 1)104–110.
53. Dodson T. Predictors of Dental Implant Survival. *J of Mass Dental Soc*, p.34-38, Vol.54/No.4, 2006.
54. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant- abutment bacterial seal: The locking taper system. *J Oral Maxillofac Surgery*, 2005;20(5):732-737.