

Impianto *custom made* in titanio microfuso al laser: case report

*M. Silvetti, **C. Mangano, **A. Macchi, ***F. Mangano

* Libero professionista in Mariano Comense (CO)

** Università degli Studi dell'Insubria – Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria – Varese

*** Libero professionista in Gravedona (CO)

1. Introduzione

L'implantoprotesi è ormai una disciplina odontoiatrica sempre più diffusa. La possibilità di ottenere, con buona predicibilità, uno stato di benessere funzionale, risultati estetici soddisfacenti e riabilitazioni immediate ha determinato un notevole aumento delle possibili indicazioni per so-

luzioni implantoprotesiche. In questo contesto trovano più frequentemente spazio casi di chirurgia implantare con situazioni ossee compromesse in qualità e quantità, dove ottenere adeguata *stabilità primaria* può risultare complesso (1).

La stabilità primaria rappresenta il prerequisito per ottenere osteointegrazione. Essa dipende dalla re-

lazione osso-impianto, dalla qualità dell'osso, dalle caratteristiche macroscopiche e microscopiche della fixture (2-6). Forma, lunghezza e diametro dell'impianto, insieme con la tecnica chirurgica applicata, rappresentano pertanto fattori di strategica importanza (7). Da questi concetti fondamentali, in associazione alla comparsa di nuove tecnologie,

Riassunto

OBIETTIVI Le moderne tecnologie di acquisizione radiografica e conversione delle immagini, associate alla realizzazione di modelli 3D con software specifici, permettono di costruire, attraverso il processo *Direct Laser Metal Forming* (DLMF), impianti "individualizzati" che rappresentino copie fedeli delle unità radicolari da sostituire. In questo articolo si presenta un caso clinico risolto con un protocollo implantoprotesico innovativo. **MATERIALI E METODI.** La frattura non recuperabile di un elemento dentario in posizione 15 ha creato i presupposti per l'applicazione di questo nuovo protocollo. Acquisita con la tomografia computerizzata (TC) l'immagine dell'unità corono-radicolare, con l'ausilio di specifici software è stato realizzato un modello 3D di una nuova forma implantare, copia fedele della radice dell'elemento dentario da estrarre. A partire da questo modello è stata creata, grazie a un processo di sinterizzazione laser a partire da micropolveri di titanio,

una vera e propria "radice artificiale", corredata di moncone per il carico protesico (metodo Silvetti-Combe™). Estratto il dente, la "radice artificiale" è stata inserita nell'alveolo postestrattivo e immediatamente protesizzata. **RISULTATI.** A un anno dall'intervento la "radice artificiale" appare perfettamente integrata sotto il profilo funzionale ed estetico. **CONCLUSIONI.** La possibilità di costruire impianti *custom made* apre nuovi interessanti orizzonti nella moderna implantoprotesi.

Parole chiave odontoconsult.it

Stabilità primaria
Tecnologia DLMF
Impianto individualizzato
Superficie porosa
Radice artificiale

Abstract**A “custom-made” implant produced by microfusion of titanium particles: a case report**

OBJECTIVES. Modern technology for the acquisition and conversion of radiographic images and specific software for creating 3D models can be used with Direct Laser Metal Forming (DLMF) technology to produce “custom-made” implants that are exact reproductions of the original radicular unit. This report describes a case that was successfully treated with an innovative implant protocol.

MATERIALS AND METHODS. The new protocol was used to treat a non-recoverable fracture of the second upper right premolar. Computed tomography images of the dentoradicular complex were acquired. With the aid of specific software, the images were elaborated to create a 3D model that was an exact copy of the root fragment that had to be extracted. Using laser sintering process and titanium micro-powders, we then created a “artificial root” implant based on the 3D model, which included an abutment for

prosthetic rehabilitation (Silveti-Combe method™). The tooth was extracted, and the “artificial root” was immediately inserted into the post-extraction socket and restored with a single crown. **RESULTS.** One year after the procedure, the “artificial root” seems to be perfectly integrated from both the functional and esthetic points of view. **CONCLUSIONS.** The possibility to construct “custom-made” implants opens interesting new horizons in the field of modern prosthetic rehabilitation.

Key words

Primary stability
DLMF technology
Custom-made implant
Porous surface
Artificial root

nasce il presupposto per la realizzazione di nuove forme implantari. Modelli tridimensionali virtuali e tecnologie di prototipazione rapida (PR) permettono oggi, attraverso la tecnologia *Direct Laser Metal Forming* (DLMF), di ottenere impianti dentali con forme, dimensioni, geometria di superficie e caratteristiche strutturali predeterminate. Tali forme vengono progettate al computer in modo tridimensionale, e non sono ottenibili con le tradizionali metodiche di fresatura o tornitura (8,9).

L'obiettivo è creare una fixture con caratteristiche predeterminate per quanto riguarda la microstruttura, ma anche con una forma macroscopica definita e complessa, che possa riprodurre in modo individualizzato quanto necessario all'operatore nell'esecuzione di uno specifico intervento di chirurgia implantare. Si possono così ottenere impianti individualizzati che vengono progettati tridimensionalmente per ottenere la miglior forma implantare in base alla situazione clinica. Lo scopo di questo articolo è illustrare come le nuove

possibilità tecnologiche permettano di costruire un impianto di forma complessa, cioè una vera e propria “radice artificiale”, che possa essere posizionata in modo predicibile, nel contesto della sostituzione di elementi dentari in siti postestrattivi con protesizzazione immediata. Questo “impianto individualizzato” (*custom made*) può essere in grado di soddisfare le complesse esigenze biologiche, meccaniche e protesiche richieste in un protocollo postestrattivo con protesizzazione immediata.

2. Materiali e metodi**2.1 Selezione del caso**

Una paziente di sesso femminile (39 anni), con buone condizioni di salute dento-parodontali, che presentava frattura verticale della cuspidale palatale del secondo premolare superiore di destra, era selezionata per questo lavoro. La rima di frattura si estendeva in zona sottogengivale oltre il margine crestale osseo, coinvolgendo parte del canale radicola-

re già trattato endodonticamente e ricostruito con perno in fibra di carbonio. Si decideva pertanto per l'estrazione dell'elemento dentario (*fig. 1*). La paziente esprimeva la volontà di sostituire l'elemento dentario con una riabilitazione implanto-protesica nel minor tempo possibile, per esigenze estetiche e di vita di relazione. Si rilevavano i dati per l'esecuzione dello studio implantoprotesico: le impronte studio e il montaggio dei modelli in articolatore, le radiografie endorali, l'ortopantomografia e la tomografia computerizzata (TC) del mascellare superiore nella zona specifica (*fig. 2*). Lo scopo era analizzare i parametri estetici e funzionali, e, soprattutto, poter valutare le caratteristiche anatomico-strutturali del complesso dento-radicolare e delle strutture ossee circostanti. Particolare interesse rivestivano l'analisi di volume e qualità ossea, il rilievo delle caratteristiche e della distanza dalla cavità sinusale, lo studio della forma radicolare e delle dimensioni del complesso corono-radicolare. La paziente era corret-

tamente e dettagliatamente informata relativamente alle peculiarità relative a questa innovativa metodica, e firmava per questo un consenso informato. La procedura era inoltre approvata dal Comitato Etico dell'Università di Varese.

2.2 Elaborazione e processazione delle immagini TC

Le immagini acquisite tramite TC venivano trasferite in formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) a un apposito software di ricostruzione tridimensionale (Mi-

mics 9.1, Materialise, Leuven, Belgio). Con adeguati software è oggi possibile realizzare un progetto tridimensionale, da trasformare successivamente in un file in *stereolitography* (STL), necessario per l'attuazione della fase CAM tramite laser. Il software rende possibile, infatti, estrapolare la dentatura del mascellare superiore dal contesto osseo, e isolare l'elemento dentario studiato, registrando il risultato in un file vettoriale tridimensionale idoneo alla manipolazione. Una volta verificate le corrispondenze morfologiche dimensionali misurando la to-

mografia originale, era possibile simulare "virtualmente" l'avulsione dell'elemento dentario (fig. 3), estrapolando il complesso dento-radicolare. Si otteneva così l'immagine virtuale dell'elemento dentario da sostituire, nella sua complessità tridimensionale.

La progettazione proseguiva mediante l'ausilio di uno specifico *proprietary software* di *reverse-engineering* (Leader Italia Srl, Milano), dotato di moduli per la modifica di superfici complesse. Il file STL era in questo modo reingegnerizzato e riparametrato, in sostanza per "levigare" e



Fig. 1 Elemento dentario 15 fratturato



Fig. 2 Immagine TC dell'elemento fratturato

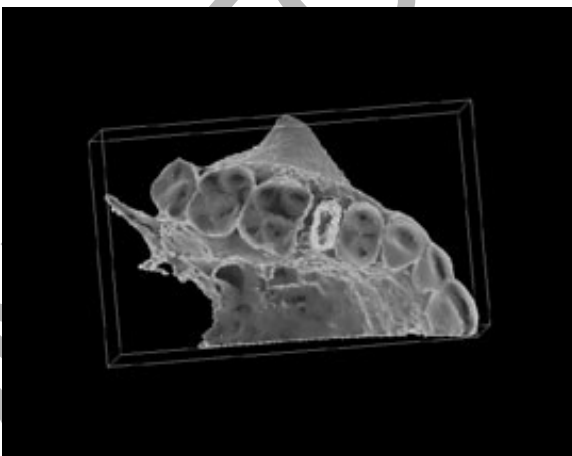


Fig. 3 Visione simulata del sito postestrattivo



Fig. 4 Immagine 3D modificata della radice artificiale corredata dal proprio moncone protesico

“armonizzare” la superficie della radice. La levigatura era realizzata con uno scarto pari alla perdita tridimensionale tipica dei processi chimici di mordenzatura a cui il titanio sarebbe stato, in un secondo momento, sottoposto. Il file STL della radice così modellata veniva di nuovo, per ulteriore verifica, inserito virtualmente nella sua sede originaria (alveolo dentario elemento 15).

A questo punto, con il software Pro/Engineering CAD 3D (PTC Group, Needham, MA, USA) la forma virtuale era ulteriormente modificata. La forma radicolare era resa omogenea, al fine di eliminare dalle pareti possibili sottosquadri; inoltre era allungata e modificata nella sua porzione apicale, affinché potesse agire come una sorta di osteotomo “in situ”, in grado di sostenere un rialzo del seno mascellare per via crestale. Sulla radice veniva realizzata una scanalatura verticale, a scopo stabilizzante. Infine, veniva “aggiunto” il moncone protesico,

per potere garantire una corretta protesizzazione della nuova forma implantare (fig. 4). Il moncone presentava una forma conica, con una parete lineare disposta sull'asse trasversale distale dell'elemento dentario, al fine di conferire una caratteristica antirotazionale al manufatto protesico successivamente posizionato. La fine preparazione era una spalla circolare a 90°, con un chamfert vestibolare idoneo ad alloggiare la fine preparazione per esigenze estetiche. Con il software Magics 11.0 (Materialise, Leuven, Belgio), in ultimo, venivano realizzate diverse copie del file con incremento dimensionale percentuale, per dare la possibilità al clinico di ovviare a eventuali errori o distorsioni legati al progetto. Lo scopo di questo passaggio era garantire un miglior adattamento all'alveolo postestrattivo, e, con esso, adeguata stabilità primaria. I file così ottenuti erano pronti per il passaggio alla fase di prototipazione rapida.

2.3 Prototipazione rapida e creazione dell'impianto custom made

Ottenuta la forma definitiva, i file tridimensionali della radice erano quindi inseriti nel computer a guida della macchina di sinterizzazione per la prototipazione (metodo Silveti-Combe™). In questo modo, le informazioni contenute nel modello di impianto tridimensionale erano processate con il procedimento DLMF, grazie al quale microparticelle di polvere di titanio venivano fuse da un raggio laser (8,9), strato dopo strato (Tixos, Leader Italia Srl, Milano), con incrementi successivi ben definiti (0,20 mm), fino a determinare la complessità della forma radicolare. Era così possibile costruire un impianto individualizzato *custom made* con *superficie porosa* replicante la forma anatomica radicolare dell'elemento dentario da sostituire, e corredato di moncone (fig. 5). In tutto, venivano realizzati più pezzi, derivanti da quattro file con diverse misure,



Fig. 5 Radice artificiale ottenuta con tecnica DLMF

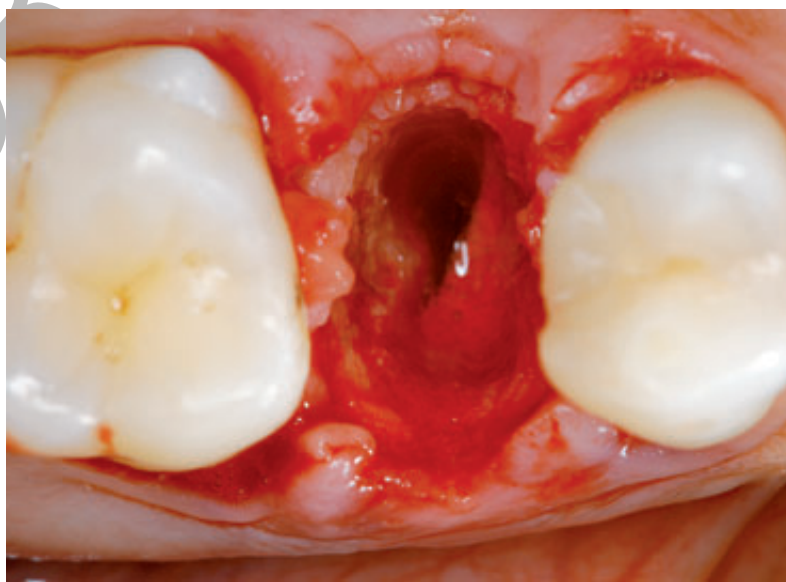


Fig. 6 Alveolo postestrattivo

partendo dall'1:1 originario del paziente. I quattro diversi volumi avevano lo scopo di evitare al clinico di doversi confrontare con potenziali errori dimensionali. Gli impianti erano quindi preparati con lavaggi ultrasonici e trattamento con acidi organici (Leader Italia Srl, Milano), per poi essere conservati in adeguati contenitori, anch'essi individualizzati per esigenze di forma. Il confezionamento era infatti studiato con software Pro/Engineering CAD 3D (PTC, Needham, MA, USA), tenendo presenti le problematiche legate all'unicità e alla necessaria sterilità del prodotto. Le "radici artificiali" erano infatti inserite in apposite boccette di vetro opportunamente modificate, ancorate a un supporto in materiale plastico idoneo, con anima in titanio, mediante filo in acciaio chirurgico passante per un foro orizzontale ricavato nel moncone. In questo modo le radici non avevano nessun contatto con i materiali componenti i contenitori, se non con il titanio stesso.

2.4 Intervento

La paziente veniva preparata all'intervento con azitromicina 500 mg, 1 compressa al giorno x 3 giorni (Zithromax, Pfizer Italia Srl, Roma) e dexketoprofene 25 mg, 2 compresse al giorno x 5 giorni (Enantyum, Menarini Industrie Farmaceutiche Riunite Srl, Firenze) a partire dal giorno precedente l'intervento. Si eseguiva un lembo a busta esteso agli elementi vicini, a spessore parziale. Seguiva la creazione di un punto di appoggio in sede radicolare e odontoplastica a mezzo bisturi piezoelettrico (Piezotome™, Satelec Acteon, Mount Laurel, NJ, USA), con l'avulsione atraumatica dell'elemento dentario fratturato. La completa anatomia dell'alveolo dentario era conservata (fig. 6). L'integrità del sito postestrattivo era infatti fondamentale per poter mantenere la corrispondenza tra quanto studiato con le immagini TC e l'impianto individualizzato elaborato e costruito sulle stesse. La perdita di una delle corticali o dei pic-

chi ossei interprossimali avrebbe certamente determinato un allontanamento dalla congruità del nuovo impianto con la sede ricevente, con riduzione della predicibilità di stabilità primaria e della possibilità, quindi, del successo terapeutico. Con l'ausilio di osteotomi congrui rispetto all'apice dell'impianto da inserire, si eseguiva la tecnica di rialzo per via crestale e innesto osseo. Successivamente, rimossa dal contenitore, la "radice artificiale" veniva inserita nell'alveolo postestrattivo (fig. 7). La corrispondenza dimensionale guidava il corretto posizionamento nelle direzioni vestibolo-palatali e mesio-distali, mentre il corretto alloggiamento corono-apicale era ottenuto per battuta (fig. 8). All'inserzione l'impianto trasmetteva una notevole sensazione di resistenza. La stabilità primaria appariva ottimale, poiché derivava dalla congruità della circonferenza perimetrale della radice artificiale con l'alveolo postestrattivo, come anche dalla particolare ruvidità della superficie.



Fig. 7 Adattamento e stabilità primaria della radice artificiale



Fig. 8 Adattamento della radice artificiale palatale e vestibolare



Fig. 9 Moncone emergente e spazi liberi protesici



Fig. 10 Elemento di protesi provvisoria in situ

2.5 Carico protesico immediato e controllo radiografico

Completato l'inserimento, la radice artificiale era stabile, resistente alla dislocazione verticale e orizzontale, e perciò tale da permettere il posizionamento immediato di un manufatto protesico provvisorio, già costruito sul modello ottenuto dalle impronte della paziente per lo studio preliminare del caso. Gli spazi liberi del moncone prefornato, rispetto agli elementi den-

tari vicini e all'antagonista, risultavano compatibili con quanto richiesto per la riabilitazione protesica (fig. 9) e corretti per ospitare il provvisorio, che veniva così applicato, libero da qualsiasi contatto oclusale. Si eseguiva sutura con filo sintetico (Flexidene 4/0 DS16, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Germania) con punto sospeso semplice (fig. 10). Il controllo radiografico a fine intervento mostrava la particolare immagine della radice artificiale che occupava

nella sua interezza lo spazio lasciato dalla radice naturale, ben adattandosi alle pareti dell'alveolo e alla posizione di rialzo del seno mascellare (fig. 11).

2.6 Decorso postoperatorio e controlli successivi

La paziente era dimessa con le normali indicazioni postoperatorie per un intervento di chirurgia implantare e di posizionamento di protesi immediata. Al primo controllo a 2 giorni dall'intervento

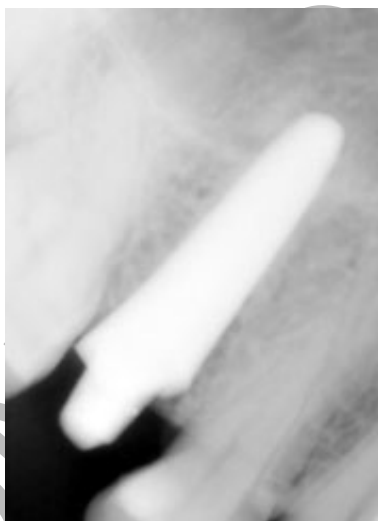


Fig. 11 Rx della radice artificiale: immagine dell'adattamento alle pareti dell'alveolo e rialzo del seno mascellare



Fig. 12 Elemento 15 con protesizzazione definitiva



Fig. 13 Rx di controllo a un anno: è evidente la somiglianza con l'elemento dentario naturale

si riconosceva un buon adattamento dei lembi, in assenza di edema e dolenzia. Dopo 6 giorni era rimossa la sutura, con una buona guarigione dei tessuti perimplantari, e la conferma dell'ottimale stabilità del complesso implantoprotesico. Si eseguivano controlli clinico-radiografici prima settimanali, poi mensili, che evidenziavano ottime condizioni tissutali. A due mesi dall'intervento chirurgico si realizzava il manufatto protesico definitivo secondo il protocollo protesico convenzionale. Si applicava così, con cementazione definitiva, una corona in zirconia e ceramica (fig. 12).

Gli autori dichiarano che lo studio presentato è stato realizzato in accordo con gli standard etici stabiliti nella Dichiarazione di Helsinki, e che il consenso informato è stato ottenuto da tutti i partecipanti prima del loro arruolamento allo studio.

3. Risultati

I controlli clinici e radiografici successivi alla protesizzazione definitiva, e a un anno dall'inserimento, confermavano il mantenimento del complesso perimplantare e implantoprotesico (fig. 13). Era evidente la somiglianza del complesso implantoprotesico al dente naturale. La paziente riferiva benessere e si dimostrava soddisfatta per il risultato estetico e funzionale ottenuto.

4. Discussione

La necessità di affrontare riabilitazioni implantoprotesiche sempre più complesse ha stimolato lo sviluppo di diverse forme o macrostrutture implantari. Le molteplici forme di impianti ci-

lindrici e conici oggi sul mercato, con tipologie delle spire diversificate, hanno tutte il fine ultimo di raggiungere la stabilità primaria, l'osteointegrazione e quindi il successo terapeutico (4,10-15). L'utilizzo della metodica DLMF permette oggi di ottenere nuove e complesse forme implantari, così come particolari microstrutture o geometrie di superficie, ricavate dai più moderni studi di bioingegneria tissutale (8,9,16-18). In primo luogo, infatti, la metodica DLMF rende possibile la realizzazione di forme estremamente complesse, replicanti l'anatomia di un elemento dentario naturale. La possibilità di rilevare le immagini radiografiche dell'elemento o degli elementi da trattare, di studiarne volumi e caratteristiche morfologiche, per costruire un modello tridimensionale, apre scenari terapeutici interessanti per il posizionamento di impianti postestrattivi con protesizzazione immediata. La TC prechirurgica, già conosciuta per efficacia diagnostica e utilità nello studio delle caratteristiche del sito implantare, ci permette in questo caso di oggettivare una corrispondenza dimensionale dei soggetti anatomici. La misurazione del complesso dento-radicolare, dell'alveolo anatomico, la successiva ricostruzione virtuale tridimensionale e la riproduzione con la tecnica DLMF permettono di creare una forma anatomica corrispondente all'elemento andato perduto. Questa corrispondenza è riconoscibile all'atto chirurgico, dove la congruenza tra la radice artificiale (ricavata da ricostruzione virtuale) e l'alveolo anatomico postestrattivo è assoluta. L'accurata progettazione preliminare permette così di realizzare, attraverso processi di acquisizione e ricostruzione di un manufatto implantare che è co-

pia della radice naturale, una sorta di "terza" dentizione. Costruire impianti assolutamente individualizzati (*custom made*) permette di pensare e realizzare forme che rispettino le strutture anatomiche, adattandosi a esse, o che le possano modificare, secondo quanto richiesto dal progetto di riabilitazione. Questa innovazione costruttiva ci propone nuove difficoltà, come quella di inserire forme complesse nel sito osseo ricevente, ma contemporaneamente apre i confini di una nuova chirurgia implantare. In secondo luogo, e non da meno, la tecnologia DLMF permette la creazione di una superficie porosa, con peculiari caratteristiche geometriche e microstrutturali (8,9,16-18). La possibilità di modulare i diversi parametri produttivi permette, infatti, di progettare una forma implantare con porosità accentuata negli strati esterni e via via ridotta nelle porzioni più centrali. Questo tipo di porosità differenziale può garantire una migliore distribuzione del carico, tale per cui si ottiene un impianto con caratteristiche di isoelasticità con l'osso circostante, e, al tempo stesso, può rappresentare uno stimolo biologico all'accelerazione dei meccanismi di guarigione ossea (8,9,16-18).

5. Conclusioni

L'esigenza di sostituzione in tempi immediati di elementi dentari compromessi ha spinto a ricerche e modifiche nelle moderne soluzioni implantoprotesiche. La realizzazione di un impianto di forma complessa, copia dell'elemento dentario naturale da sostituire o comunque personalizzata a seconda delle esigenze, insieme con il suo po-

sizionamento con relativa prote-
si, rispettano quanto previsto
dall'evidenza odontoiatrica per
un impianto postestrattivo con
protesizzazione immediata. La
realizzazione della "radice artifi-
ciale" apre inoltre scenari inno-
vativi, come la possibilità di otte-
nere stabilità primaria con una
sorta di corticalismo volumetrico
su tutta la superficie dell'implan-
to, operando con minima invasi-
vità chirurgica e massima con-
servazione osseo-tissutale. Tutti
questi aspetti potrebbero contri-
buire ad aumentare la predicibi-
lità di successo in implantopro-
tesi, ma dovranno naturalmente
essere approfonditi in ulteriori
studi clinici.

Conflitto di interessi

Gli autori dichiarano di non ave-
re nessun conflitto di interessi.

Finanziamenti allo studio

Gli autori dichiarano di non aver
ricevuto finanziamenti istituzio-
nali per il presente studio.

Bibliografia

1. Joos U, Meyer U. New paradigm in implant osseointegration. *Head Face Med* 2006;2:19.
2. Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(3):244-50.
3. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol* 1992; 18(3):220-30.
4. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(1):48-57.
5. Büchter A, Joos U, Wiesmann HP, Seper L, Meyer U. Biological and biomechanical evaluation of interface reaction at conical screw-type implants. *Head Face Med* 2006;2:5.
6. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(4):465-72.
7. da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite single-tooth implants under immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(4):578-85.
8. Mangano C, Traini T, Piattelli A, et al. Impianti dentali in titanio sinterizzato tramite laser. *Italian Oral Surgery* 2006;5(4):7-12.
9. Mangano C, Shibli JA, Mangano F, et al. Impianti dentali ottenuti dalla fusione di microparticelle di titanio tramite laser: dalla ricerca alla clinica. *Journal of Osseointegration* 2009; 1(1):9-22.
10. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, 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(4):560-6.
11. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol* 2000;5(1):22-31.
12. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Birkfellner W, Homolka P. Adapted preparation technique for screw-type implants: explorative in vitro pilot study in a porcine bone model. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(1): 103-7.
13. Shalabi MM, Wolke JG, Jansen JA. The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2): 172-8.
14. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(2):253-60.
15. Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* 2007;34(4):359-66.
16. Mangano F, Mangano C, Macchi A, Pernotti V, Iezzi G, Piattelli A. La topografia della superficie implantare nella moderna implantologia. Parte II: Superfici nanostrutturate e DLF.

Italian Oral Surgery 2009; in press.

17. Ghibli J, Mangano C, d'Avila S, et al. Influence of direct laser fabrication (DLF) implant topography on type IV bone: a histomorphometric study in humans". *Journal of Biomedical Material Resource* (part A) 2009; in press.
18. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater* 2008; 24(11):1525-33.

Pervenuto in redazione nel mese di novembre 2009

Manuel Silvetti
via Risorgimento 38
20066 Mariano Comense (CO)
silvetti@tin.it