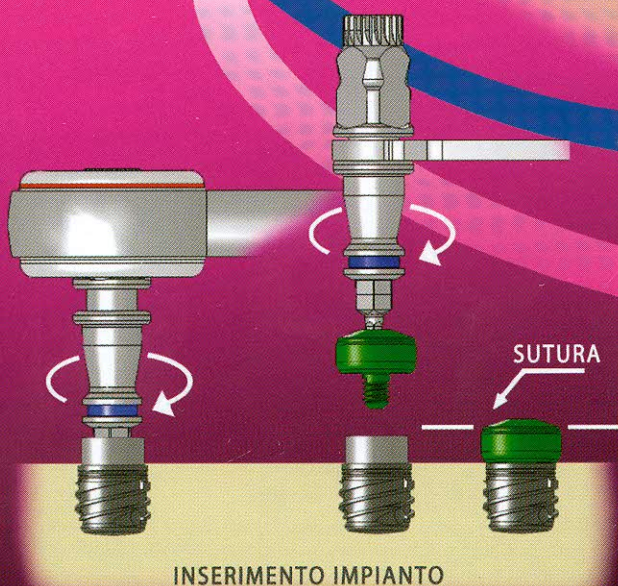
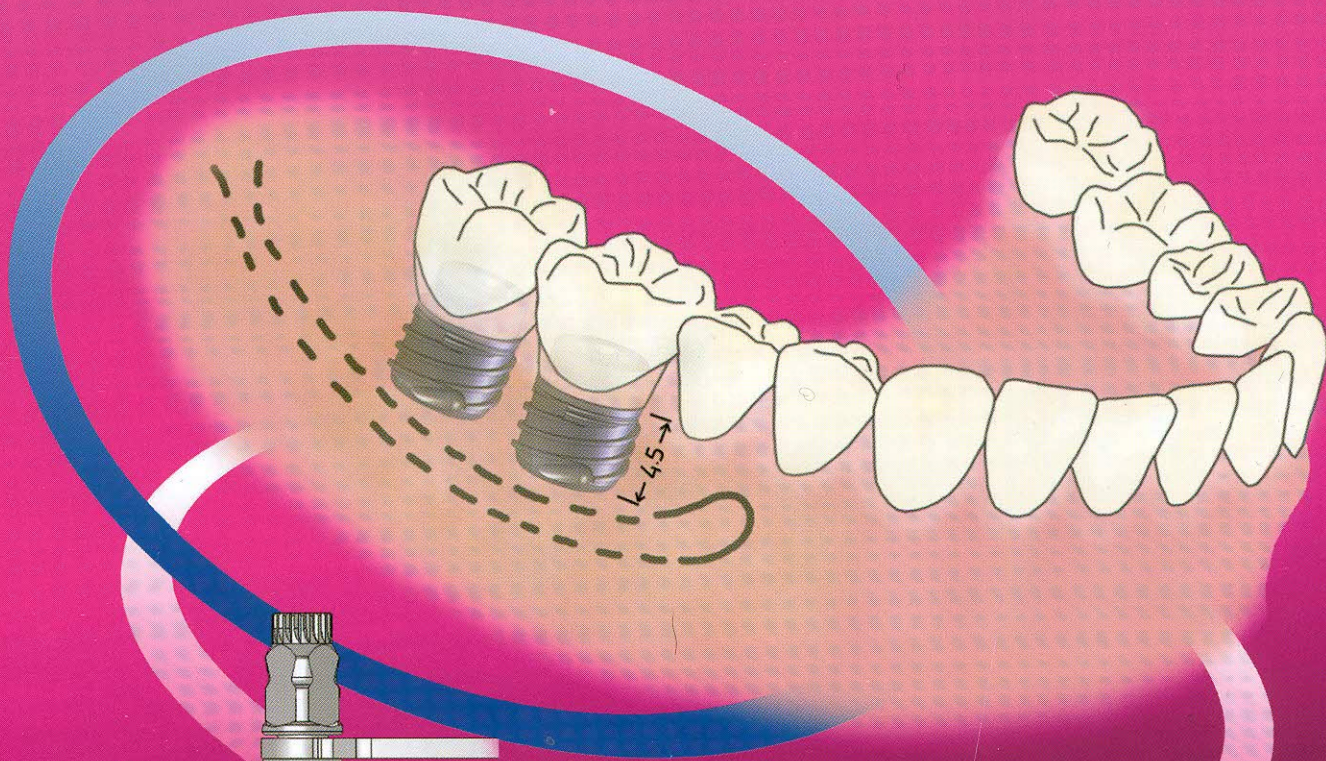


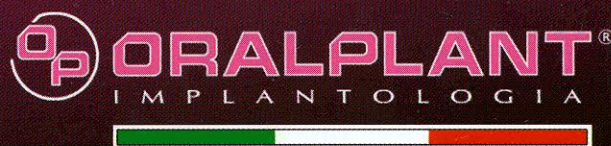
# DOCTOR OS

**ARIESDUE.IT**  
aggiornamento ECM  
**18**  
CREDITI ECM  
PER ODONTOIATRI  
PG. 198

## SHORT con TUBER-PLANT®



[www.oralplant.com](http://www.oralplant.com)



Stefano Fanali\*  
Emanuela D'Alimonte\*  
Tommaso Villa\*\*  
Emanuele De Martinis Terra\*  
Giampolo Di Gregorio\*  
Vittoria Perrotti\*

\* Università degli Studi G. D'Annunzio di Chieti-Pescara, Dipartimento di Scienze Odontostomatologiche

\*\* Politecnico di Milano, Dipartimento di Ingegneria Strutturale e IRCCS Istituto Ortopedico Galeazzi

## Analisi delle sollecitazioni residue dopo l'applicazione della barra di solidarizzazione in implantologia elettrosaldata

### Analysis on residual stress after insertion of solder bar in cases of electro-welded implantology

#### RIASSUNTO

**Scopo del lavoro.** Scopo del presente studio in vitro è misurare la forza che agisce a livello di un impianto dopo la solidarizzazione, mediante saldatura intraorale, di una barra in titanio e l'entità del misfit provocato dalla saldatura.

**Materiali e metodi.** In un modello rigido sono stati inseriti 3 impianti: l'impianto 1 e l'impianto 2 sono stati accoppiati con abutment (B) completi di tutti i dispositivi di accoppiamento, l'impianto 3 è stato accoppiato con un abutment (A) modificato senza alcun dispositivo di accoppiamento ad eccezione della vite passante. Attraverso la tecnica della sincristallizzazione, una barra in titanio è stata saldata agli abutment B, e in seguito è stata accostata passivamente all'abutment A. Sono state effettuate 5 misurazioni alle stesse condizioni. Mediante un software CAD è stato possibile misurare la distanza (L) tra il centro degli abutment degli impianti A e B e lo scostamento ( $\delta$ ) causato dalla flessione della barra, ricavando tutti i fattori geometrici necessari per il calcolo della forza residua (F).

**Risultati.** Nelle 5 ripetizioni dell'esperimento sono stati misurati scostamenti  $\delta$  compresi tra 200 e 500 micron. In corrispondenza di tali scostamenti la forza F agente sull'impianto aveva assunto valori compresi tra 24,7 N e 61,8 N.

**Conclusioni.** I dati ottenuti sembrano confermare che la solidarizzazione di diversi impianti mediante la saldatura di una barra in titanio non pregiudica l'osteointegrazione, inoltre negli impianti a carico immediato sembrerebbe fornire lo splintaggio rigido necessario per il raggiungimento del successo implantare.

☒ **PAROLE CHIAVE:** barra in titanio, impianti dentali, misfit, saldatura.

#### ABSTRACT

**Aim of the work.** The aim of the present in vitro study is to gauge the force acting at level of an implant welded to a titanium bar by means of an endoral welder and the misfit produced by the welding procedure.

**Materials and methods.** Three implants have been inserted into a rigid model: implants 1 and 2 were coupled with B-abutment fitted with all coupling implant devices (hexagon, cervical flare, screw), implant 3 was coupled with A-abutment modified without addition of any coupling implant device, except for the screw. A titanium bar was welded to B-abutments, using the syncrystallization process, and then the bar was passively set beside the A-abutment. Five tests have been carried out under the same conditions. By means of CAD software the distance (L) between the centre of the implants A-implant abutment and B-implant abutment and the resulting gap ( $\delta$ ) owed to the bar bending was measured, obtaining all the geometrical factors necessary for the calculation of the residual force (F).

**Results.** In all five tests, the variations  $\delta$  ranged from 200 to 500 micron. In relationship with these variations the force F operating on the implant ranged from 24.7 N to 61.8 N.

**Conclusions.** The obtained results seem to show that the use of a welded bar does not compromise osseointegration; furthermore, in case of immediately loaded implants seems to provide rigid splinting necessary for the implant success.

☒ **KEY WORDS:** titanium bar, dental implants, misfit, welding

## Introduzione

La riabilitazione delle arcate edentule mediante l'utilizzo di protesi supportate da impianti rappresenta un trattamento affidabile e ben accettato dai pazienti. In caso di edentulia parziale o totale i manufatti protesici fissi sono spesso supportati da impianti solidarizzati mediante una barra in metallo (1). Le protesi fisse svolgono un'importante funzione meccanica, poiché devono sostenere e trasferire il carico occlusale esercitato durante la funzione masticatoria (1, 2, 3). Gli stress che si ripercuotono sui manufatti protesici, e di conseguenza sul tessuto osseo, non sono causati solo dal carico occlusale, ma possono anche essere dovuti ad errori da parte del clinico o a difetti del manufatto stesso, come nel caso degli stress indotti dal misfit nelle protesi a supporto implantare (4).

Il successo di una riabilitazione implantoprotesica dipende dall'interazione di numerosi fattori tra cui i più rilevanti sono i seguenti: un'adeguata valutazione preoperatoria, un valido piano di trattamento, il macro e il micro design degli impianti utilizzati; inoltre il corretto posizionamento e l'assenza di mobilità dell'impianto sono i requisiti più importanti per prevenire il rischio di micromovimenti a carico dell'osso circostante (5).

Cameron e collaboratori (6) hanno dimostrato che l'osteointegrazione può essere ottenuta anche in presenza di micromovimenti, ma non di macromovimenti; inoltre in diversi studi è stato osservato come movimenti pari o inferiori a 30 micron non interferiscano con l'integrazione implantare, mentre movimenti pari o superiori a 150 micron determinino la formazione di tessuto connettivo tra osso ed impianto (5, 7, 8). Un recente studio (9) ha analizzato la distribuzione dello stress-strain nell'osso perimplantare a seguito dell'inserimento di un manufatto protesico con una discrepanza mesiodistale tra abutment e fixture di 0,1 mm. I risultati ottenuti, attraverso un'analisi degli elementi finiti, mostravano una distribuzione dello stress nella zona del

modulo crestale al momento dell'inserimento del manufatto protesico, ma che tendeva a ridursi nel tempo, probabilmente a seguito di un certo adattamento biologico.

Se la stabilità implantare non viene raggiunta, i microstrain potrebbero causare, a lungo termine, riassorbimento dell'osso periimplantare e conseguente fallimento dell'impianto (10). Inoltre la mancata stabilità può determinare la perdita dell'impianto in risposta all'azione di forze masticatorie; di conseguenza l'utilizzo di uno splintaggio rigido, oltre a migliorare la stabilità del restauro protesico, consente di mantenere i micromovimenti al di sotto del valore soglia (5).

Esistono diversi metodi per ottenere la stabilità implantare quali: splintaggio in metallo e in resina, overdenture supportata da barra, framework provvisorio; tra queste tecniche l'utilizzo di una barra in titanio saldata agli abutment direttamente nel cavo orale sembra esercitare un'influenza significativa sulla risposta dei tessuti periimplantari, essendo in grado di ridurre gli stress meccanici esercitati su ciascun impianto (11, 12, 13). Inoltre questa tecnica è compatibile con il carico immediato; infatti, diversi articoli hanno evidenziato l'elevata predicibilità ed i vantaggi dello splintaggio rigido negli impianti a carico immediato (14, 15).

Lo scopo del presente studio in vitro è misurare la forza che agisce a livello di un impianto dopo la solidarizzazione, mediante saldatura intraorale, di una barra in titanio e l'entità del misfit provocato dalla saldatura.

## Materiali e metodi

### Procedura di laboratorio

Per la sperimentazione sono stati utilizzati due tipi di abutment: tipo A, modificato senza alcun dispositivo di accoppiamento all'impianto ad eccezione della vite passante; tipo B completo di tutti i dispositivi di accoppiamento (esagono, svasatura cervicale, vite passante) (figg. 1 e 2). In un modello rigido sono stati inse-

riti 3 impianti (Evolution Plus, Implamed): l'impianto 1 e l'impianto 2 sono stati accoppiati con gli abutment B, l'impianto 3 è stato accoppiato con l'abutment A (fig. 3). Sono state serrate le 3 viti passanti per avere un'unione affidabile dei monconi agli impianti. È stata saldata una barra in titanio grado 2 da 1,5 mm agli abutment B, successivamente la barra è stata accostata passivamente all'abutment A senza esercitare alcuna pressione sull'abutment stesso (fig. 4).

### Tecnica di saldatura

Mediante l'uso della Syncrystallization Unit System Argon Control (Implamed) è stata saldata agli abutment una barra in titanio. La saldatura è di tipo elettrico e protetta da un gas argon (sincristallizzazione). La barra e l'abutment, in precedenza lavati e privati dell'ossidazione di superficie, sono stati posizionati tra i due elettrodi di una saldatrice. Le pinze della saldatrice sono state delicatamente accostate ai due elementi da saldare, è stata quindi applicata una pressione costante fino ad ottenere una perfetta unione tra la barra e l'abutment. La corrente attraversava i due elettrodi determinando la fusione nel punto di contatto tra i due elementi in titanio. La saldatura è stata completata nel giro di 2-5 millisecondi e terminata con un suono appena udibile.

Il processo di saldatura è diviso in tre stadi: pre-gas, saldatura e post-gas. Mentre la fase pre-gas permette la liberazione d'ossigeno nel punto di saldatura prima dell'effettiva fusione, la fase post-gas garantisce l'assenza di ossigeno e la successiva ossidazione durante il raffreddamento. Durante la fase di raffreddamento, la coppia di elettrodi disperde tutto il calore generato in precedenza (14). Dopo aver portato a termine la saldatura è stata notata una piccola flessione della barra nel punto di contatto con l'abutment (punto di saldatura) (fig. 5). Dopo aver rimosso la vite passante dell'abutment A, essendosi la barra piegata di qualche decimo verso il moncone per effetto della saldatura, l'abutment stesso

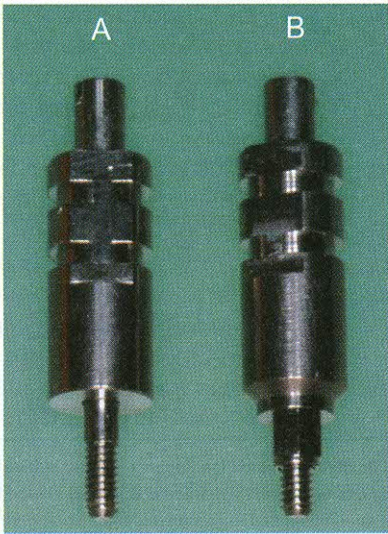


Fig. 1: abutment utilizzati per la sperimentazione.

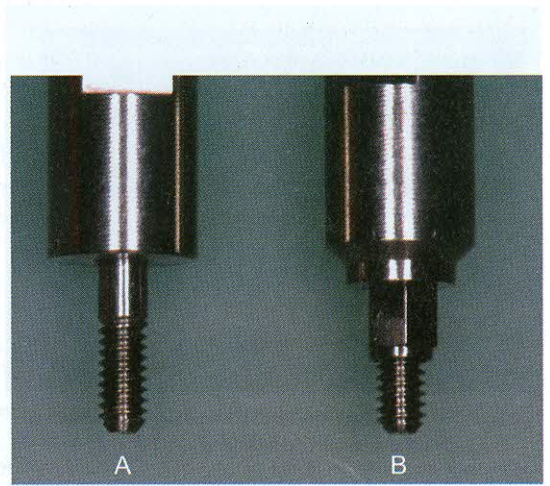


Fig. 2: abutment A: modificato senza alcun dispositivo di accoppiamento all'impianto ad eccezione della vite passante. Abutment B: completo di tutti i dispositivi di accoppiamento (esagono, svasatura cervicale, vite passante).



Fig. 3: tre impianti inseriti in un modello rigido: gli impianti indicati con il numero 1 e il numero 2 sono stati accoppiati con abutment di tipo B, l'impianto numero 3 è stato accoppiato con abutment di tipo A.

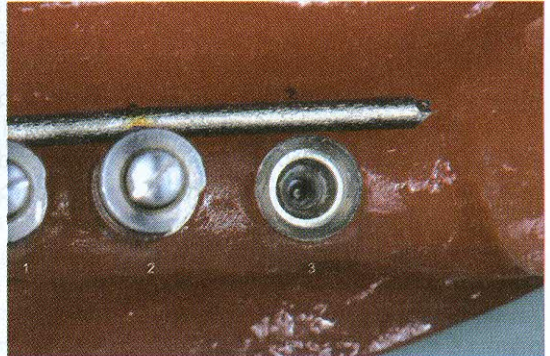


Fig. 4: barra in titanio saldata agli abutment B ed accostata passivamente all'abutment A.



Fig. 5: piccola flessione della barra nel punto di saldatura tra barra e abutment.

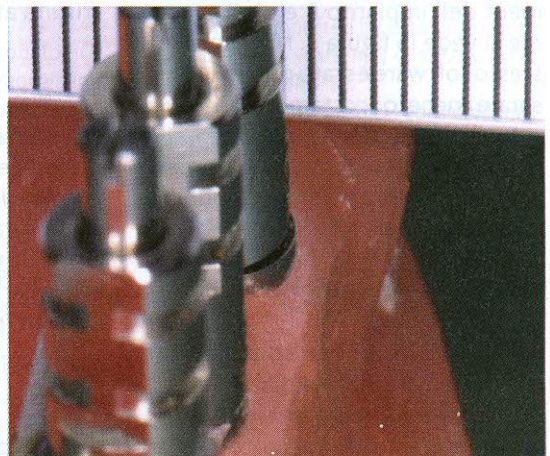


Fig. 6: disallineamento dell'abutment A rispetto all'impianto numero 3.

aveva subito la trazione esercitata dalla barra spostandosi verso di essa. Infatti, l'abutment A non era in linea

rispetto all'impianto 3 (fig. 6). Sono state effettuate 5 misurazioni alle stesse condizioni.

### Procedura sperimentale

Gli impianti sono stati fotografati

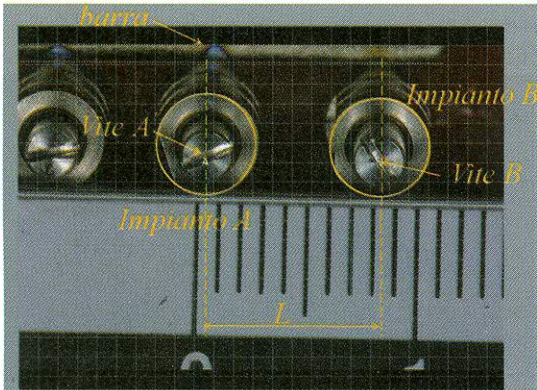


Fig. 7: misurazione della distanza (L) tra il centro degli abutment degli impianti A e B.

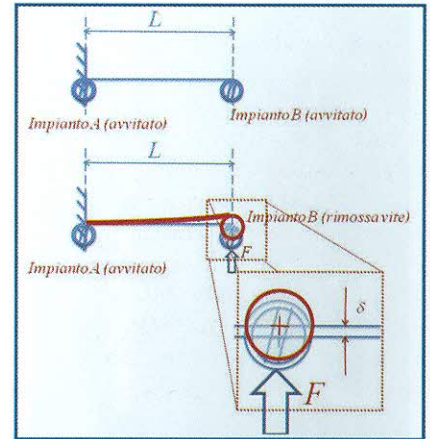


Fig. 8: direzione della forza residua a livello dell'abutment dell'impianto B dopo rimozione della vite di collegamento tra l'abutment dell'impianto B e la fixture sottostante.

dopo applicazione di un opportuno marker per eseguire le misurazioni necessarie; le immagini ottenute sono state importate in un software CAD (Rhino, Robert McNeel&Associates) con cui è stato possibile ottenere le misure della distanza (L) tra il centro dei monconi degli impianti A e B (fig. 7).

Dopo aver rimosso la vite di collegamento tra l'abutment dell'impianto B e la fixture sottostante, è stata notata una flessione della barra causata dall'azione di una forza residua agente a livello dell'abutment dell'impianto B e diretta come si vede in figura 8. Mediante lo stesso software è stato possibile misurare anche lo scostamento ( $\delta$ ) causato dalla flessione della barra, ricavando così tutti i fattori geometrici necessari per il calcolo della forza residua (F).

### Misurazioni analitiche

Tale calcolo si basa sulla teoria della linea elastica: la barra è stata considerata incastrata a livello dell'abutment dell'impianto A e la direzione di applicazione della forza è stata ritenuta perpendicolare all'asse della barra. In accordo con il principio di azione e reazione, tale forza è stata ritenuta uguale in modulo e contraria in verso a quella che si scarica sull'abutment

dell'impianto B dopo la solidazione della barra, prima della rimozione della vite di connessione. In particolare, la flessione della barra dopo la rimozione della vite era causata da un momento (M) pari al prodotto della forza (F) (orientata come in figura 7) per il braccio di leva (L):

$$M = F \times L \quad [1]$$

Il momento (M) che ha deformato la barra era direttamente correlato alle dimensioni della barra stessa e al materiale di cui la barra era costituita attraverso la formula:

$$M = \frac{2EJ\delta}{L^2} \quad [2]$$

dove E è il modulo di elasticità del materiale costituente la barra (ritenuto pari a 105 GPa, modulo elastico del Titanio Grado 2), J il momento d'inerzia della barra, proporzionale alla quarta potenza del diametro della barra secondo la relazione:

$$J = \frac{\pi d^4}{64} \quad [3]$$

$\delta$  è lo scostamento misurato ed evidenziato in figura 7.

Dalla combinazione di [1] e [2] è possibile calcolare la forza (F) attraverso la formula:

$$F = \frac{2EJ\delta}{L^3} \quad [4]$$

## Risultati

Attraverso l'applicazione della formula [4] è stato possibile calcolare la forza che agisce a livello dell'impianto dopo la solidazione della barra. Nelle 5 ripetizioni dell'esperimento sono stati misurati scostamenti  $\delta$  compresi tra 200 e 500 micron. In corrispondenza di tali scostamenti la forza F agente sull'impianto aveva assunto valori compresi tra 24,7 N e 61,8 N.

## Discussione

Molti autori ritengono che un preciso adattamento tra struttura protesica e impianto sia un fattore importante non solo per il successo a lungo termine degli impianti, ma anche per preservare il tessuto osseo dal possibile riassorbimento (16).

Un'attenzione particolare è stata rivolta alla passività tra il framework in metallo e la barra solidarizzata agli impianti. Per il successo a lungo termine dell'osteointegrazione implantare è necessario ottenere un "fit passivo" tra il framework dell'impianto e le strutture sottostanti (17).

Gli studi sugli impianti con un lungo follow-up mostrano diver-

se complicate dopo la fase protesica. Tali complicanze includono: frattura dell'impianto, svitamento o frattura delle viti di fissaggio, frattura del framework, rottura della ceramica (18, 19).

L'assenza di un adattamento passivo è responsabile di continui stress tra barra ed impianti con una distribuzione non uniforme del carico sul supporto implantare (3). Il misfit del framework in metallo può causare problemi meccanici alla protesi e agli impianti, o provocare alterazioni dei tessuti circostanti (20). Alcuni autori hanno valutato il misfit protesico ed il riassorbimento osseo marginale attraverso uno studio 3D con tecnica fotometrica (21, 22) o attraverso misure istomorfometriche (23). I risultati dimostravano come il misfit, in un range tra i 100 e 300 micron, non determinava un maggiore riassorbimento osseo marginale né una perdita di osteointegrazione.

La solidarizzazione di diversi impianti mediante la saldatura di una barra in titanio determina la formazione di uno splintaggio rigido con dei valori di misfit, compresi tra i 200 ed i 500 micron, paragonabili ai dati riportati in letteratura su altri sistemi (23, 24).

La tecnica descritta in questo studio trova particolare indicazione in un protocollo di full-arch a carico immediato, poiché il successo clinico di tale procedura dipende dall'adeguata stabilità degli impianti. In uno studio clinico Degidi e collaboratori (14) hanno, infatti, dimostrato che la solidarizzazione di diversi impianti in un protocollo full-arch con la tecnica della sincristallizzazione permette un'adeguata distribuzione della forza masticatoria senza inficiare il processo di osteointegrazione.

## Conclusioni

Sono senz'altro necessari ulteriori studi in vitro ed in vivo per valutare l'efficacia della procedura descritta in questo studio preli-

minare; tuttavia i dati ottenuti sembrano confermare che la solidarizzazione di diversi impianti mediante la saldatura di una barra in titanio non pregiudica l'osteointegrazione, inoltre negli impianti a carico immediato sembrerebbe fornire lo splintaggio rigido necessario per il raggiungimento del successo implantare.

## Bibliografia

- 1) Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:465-75.
- 2) Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
- 3) Rangert B, Jemt R, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-7.
- 4) Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
- 5) Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruielle JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998;43:192-203.
- 6) Cameron H, Macnab I, Pilliar R. Porous surfaced Vitallium staples. *S Afr J Surg* 1972;10:63-70.
- 7) Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res* 1986;208:108-13.
- 8) Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater* 1992;10:153-201.
- 9) Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater* 2008;24:561-9.
- 10) De Smet E, Jacques SV, Jansen JJ, Walboomers F, Vander Sloten J, Naert IE. Effect of constant strain rate, composed by varying amplitude and frequency, of early loading on peri-implant bone (re)modelling. *J Clin Periodontol* 2007;34:618-24.
- 11) Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral*

*Maxillofac Implants* 1995;10:231-43.

- 12) Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:8-15.
- 13) Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage I surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:319-24.
- 14) Degidi M, Gehrke P, Spanel A, Piattelli A. Sincristallization: a technique for temporization of immediately loaded implants with metal-reinforced acrylic resin restoration. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:123-34.
- 15) Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate loading of the edentulous maxilla with a final restoration supported by an intraoral welded titanium bar: a case series of 20 consecutive cases. *J Periodontol* 2008;79:2207-13.
- 16) Paiva J, Givan DA, Broome JC, Lemons JE, McCracken MS. Comparison of the passivity between cast alloy and laser-welded titanium overdenture bars. *J Prosthodont* 2009;18:656-62.
- 17) Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
- 18) Jemt T. Failure and complication in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
- 19) Kallus T, Bessing C. Loose gold screw frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implant after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
- 20) Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
- 21) Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-5.
- 22) Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:272-80.
- 23) Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:129-37.
- 24) Hegde R, Lemons JE, Broome JC, McCracken MS. Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dent* 2009;18:151-61.