

# Valutazioni geometriche e strutturali tra elementi costituenti impianti dentali

E. Gherlone<sup>a</sup>, A. Mascardi<sup>a</sup>, L. Paracchini<sup>b</sup>, A. Capuano<sup>c</sup>, L. Targetti<sup>d</sup>, R. Grassi<sup>e</sup>

<sup>a</sup> Istituto Scientifico Universitario San Raffaele, Milano, Servizio di Odontoiatria, Direttore dottor E. Gherlone

<sup>b</sup> European Commission, JRC, Institute for Health and Consumer Protection (IHCP), Ispra (VA)

<sup>c</sup> Università degli studi di Siena, CLOPD, Insegnamento di Chirurgia Speciale Odontostomatologica, Titolare professor A. Capuano

<sup>d</sup> Libero professionista, Firenze

<sup>e</sup> Università degli Studi di Bari, Clinica Odontoiatrica, Cattedra di Parodontologia, Titolare dottor R. Grassi

## Riassunto

Per risolvere problematiche di edentulia parziale o totale, ha preso avvio in tempi relativamente recenti l'uso di impianti dentali osteointegrati. Di riflesso, su questo aspetto, hanno cominciato ad apparire in letteratura internazionale lavori sull'affidabilità dell'impiantologia a medio termine (5-10 anni). L'aspetto maggiormente considerato, oggetto di studi e sperimentazioni, è stato l'accoppiamento meccanico costituito dal moncone e dall'impianto, elemento indispensabile al fine del trasferimento dei carichi masticatori. Tuttavia, essendo il sistema impianto-moncone il fulcro della trasmissione delle forze, è altrettanto vero che il manifestarsi di difficoltà di connessione tra gli elementi in gioco induce tutta una serie di problematiche a carico del paziente. Da un'attenta e dettagliata analisi della letteratura internazionale si è potuto dimostrare come problemi di natura meccanica costituiscano la maggioranza dei casi. In merito a quanto esposto, l'allentamento delle viti di connessione impiegate a collegare il moncone all'impianto, si manifesta in una percentuale che può variare da 6 a 40% entro il primo anno di funzionamento. Lo scopo di questo lavoro è stato quello di considerare le discrepanze geometriche esistenti tra moncone, vite passante e impianto, in cinque sistemi commerciali, mediante analisi condotte in laboratorio su provini, con l'impiego della microscopia ottica a riflessione. Ulteriori valutazioni virtuali al calcolatore, possibili mediante l'impiego della tecnica a elementi finiti (FEM), sono state effettuate al fine di confrontare gli sforzi e le deformazioni sotto carico in due differenti filosofie di accoppiamento: a vite passante e conometrica.

## Parole chiave

Accoppiamento conometrico, deformazioni, discrepanze geometriche, elementi riniti, impianto dentale, moncone, sforzi, valutazioni geometriche, valutazioni strutturali, vite passante.

## Summary: Geometrical and Structural Considerations for Dental Implant Elements.

The use of osseointegrated dental implants in partial or total edentulism is a fairly recent phenomenon. As a result, a number of works on medium-term (5-10years) implant rehabilitation have started to appear in international literature. One of the major aspects considered by such studies and experimentatori has been the implant-abutment mechanical connection, a critical element for the transfer of masticatory loads. Nevertheless, being the implant-abutment system the hinge point in the transmission of such forces, any disconnection between these elements may cause a series of problem to the patient. A careful and detailed analysis of international literature showed that mechanical problems account for the vast majority of problem cases. Loosening of the through screw and abutment-implant connection is seen in between 6 and 40% of cases in the first year of use. Aim of this study is to evaluate the gap between the abutment, the through screw and the implant in five commercial systems, using laboratory analysis on samples with a reflecting optic microscope. Further PC simulations of mechanical stability were made using finite element modelling (FEM). The FEM technique was used to compare the stress and strain behaviour of the through screw and locking taper coupling systems under load.

## Key words

Abutment, dental impianti finite element modelling, gap, geometrical aspects, locking taper, strain, stress, structural aspects, through screw.

È solo in tempi relativamente recenti che l'uso di impianti dentali osteointegrati è stato adottato per risolvere problematiche di edentulia parziale o totale. Di riflesso, su questo aspetto, hanno cominciato ad apparire in letteratura internazionale lavori sull'affidabilità implantologica a medio termine (5-10 anni)<sup>1-6</sup>.

L'aspetto maggiormente considerato, oggetto di diversi studi e sperimentazioni, è stato l'accoppiamento meccanico costituito dal moncone e dall'impianto, elemento indispensabile al fine del trasferimento dei carichi masticatori. Tuttavia, essendo il sistema impianto-moncone il fulcro della trasmissione delle forze, è altrettanto vero che il manifestarsi di difficoltà di connessione tra gli elementi in gioco induce tutta una serie di problematiche a carico del paziente.

Da un'attenta e dettagliata analisi della letteratura internazionale si è potuto dimostrare come i problemi di natura meccanica costituiscano la maggioranza dei casi.

In merito a quanto esposto, l'allentamento delle viti di connessione impiegate a collegare il moncone all'impianto si manifesta in una percentuale che può variare da 6 a 40% entro il primo anno di funzionamento<sup>2,7</sup>. Maggiormente colpita da questa causa è la regione premolare rispetto, per esempio, alla zona incisiva, causa legata ad alcune variabili come la differenza delle sovrastrutture protesiche e l'enorme variabilità individuale relativamente alla forza masticatoria sia tra persone diverse sia tra elementi distinti di uno stesso paziente.

La soluzione a questi problemi può essere ricercata nel corretto mezzo di collegamento tra moncone e impianto. Attualmente, a livello scientifico sono stati compiuti notevoli passi avanti al fine di migliorare i prodotti che gravitano attorno all'implantologia, ma molto c'è ancora da fare.

Per esempio, l'aspetto geometrico e costruttivo delle diverse parti che compongono un impianto dentale è uno degli argomenti che prepotentemente è stato portato in luce in questi ultimi anni dalla comunità odontoiatrica<sup>4-8</sup>.

Di fondamentale importanza e spesso sottovalutato, rappresenta un punto di partenza al fine di garantire sicurezza e affidabilità al paziente bisognoso di riabilitazione protesica<sup>9</sup>.

La progettazione dei mezzi di collegamento nei sistemi iniplantologici, costituiti dall'impianto e dal moncone, ha permesso la nascita di sinergie tra medici e ingegneri.

Molte le soluzioni proposte, tra le quali le più usate sono certamente la vite passante, l'attacco Sulzer, dal nome dell'ingegnere progettista, e la connessione conica. I tre principali sistemi attualmente impiegati sono stati al centro di dibattiti e controversie, focalizzare soprattutto sulle valutazioni geometriche.

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di considerare le discrepanze geometriche esistenti tra moncone, vite passante e impianto, in cinque sistemi commerciali, mediante analisi condotte in laboratorio su provini, con l'impiego della microscopia ottica a riflessione. Ulteriori valutazioni virtuali al computer, possibili mediante l'impiego della tecnica a elementi finiti (FEM)<sup>10</sup>, sono state effettuate al fine di confrontare gli sforzi e le deformazioni sotto carico in due filosofie differenti d'accoppiamento: a vite passante e conometrica<sup>11-13</sup>.

## Materiali e metodi

Cinque impianti dentali, tra i più importanti e commercializzati a livello odontoiatrico, sono stati impiegati, in questo lavoro, per studiare le discrepanze geometriche esistenti tra le parti che lo compongono.

La valutazione geometrica, intesa come distanza esistente tra vite interna di connessione, impianto vero e proprio e moncone, è stata condotta predisponendo cinque campioni metallografici.

Gli impianti dentali, composti dai tre particolari descritti, sono stati riuniti e serrati in laboratorio mediante chiavi dinamometriche secondo le indicazioni delle case costruttrici e, successivamente così composti, inglobati trasversalmente in una resina di tipo epossidico.

La resina di tipo epossidico è stata polimerizzata in stufa a 120°C per 10 minuti, al fine di garantire un'estrema compattezza e riproducibilità al campione finale.

Messi a punto i cinque campioni metallografici, si è proceduto alla loro lucidatura, mediante una levigatrice automatica. Il processo di lavorazione, in grado di fornire ai provini un'accurata finitura superficiale, è stato condotto utilizzando carte abrasive e panni con sospensioni diamantate di differente granulometria.

Alla fine del processo di levigatura, i campioni allo studio, pronti per l'analisi, sono stati esaminati mediante necroscopia ottica a riflessione.

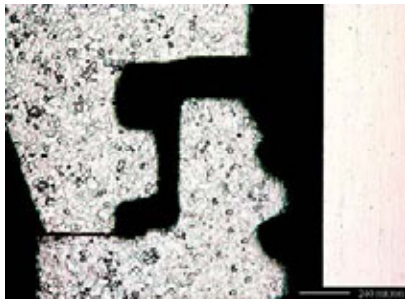
Al microscopio ottico a riflessione (*Zeiss 150*) è stato possibile scattare immagini dei campioni preparati a diversi ingrandimenti (una a 10x e quattro a 50x per i campioni A, B, C e D, mentre una a 10x e una a 50x per A campione E, figure 1-10), dimostrando come ad ingrandimento maggiore le disuguaglianze geometriche risultino sempre più quantificabili e meglio dettagliate.

Tuttavia, per enfatizzare la diversità geometrica tra la vite interna di connessione, l'impianto vero e proprio e il moncone, un'ulteriore azione è stata condotta: l'impiego di un attacco chimico.

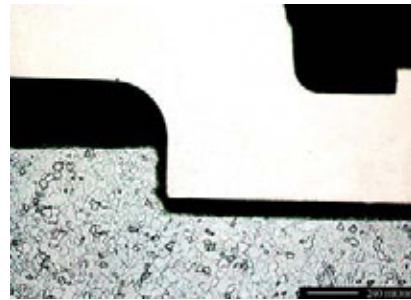
L'attacco chimico, una soluzione di acido cloridrico, fluoridrico e solforico miscelati in parti uguali, è stato preparato in funzione del materiale metallico costituente il provino e, come sottolineato, indispensabile al fine di far emergere la diversità geometrica.



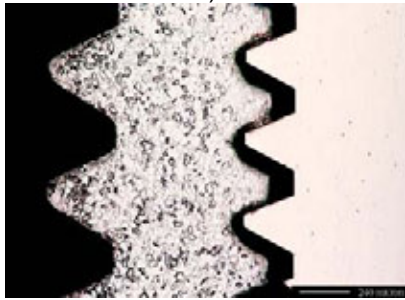
1 Campione A: visione dell'impianto a 10X



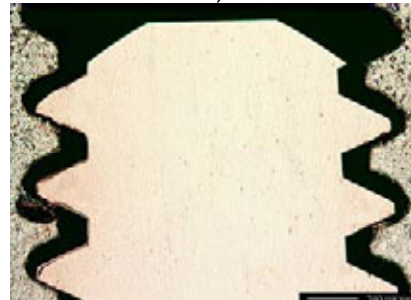
a)



b)



c)



d)

2 Campione A: immagini dell'impianto a 50X



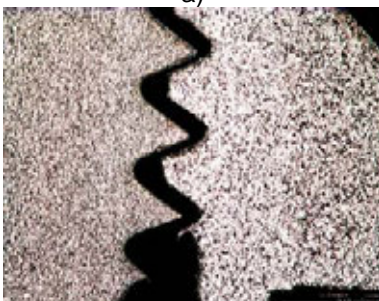
3 Campione B: visione dell'impianto a 10X



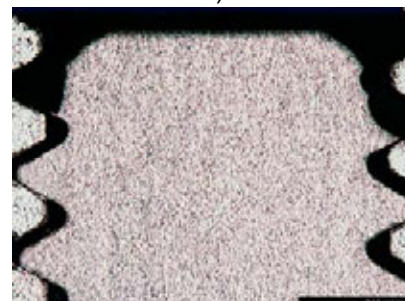
a)



b)

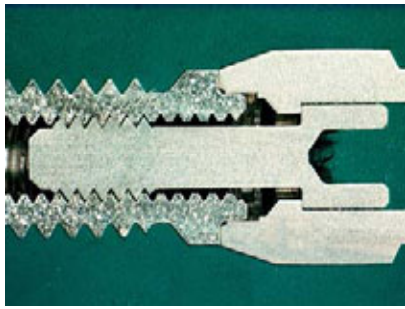


c)

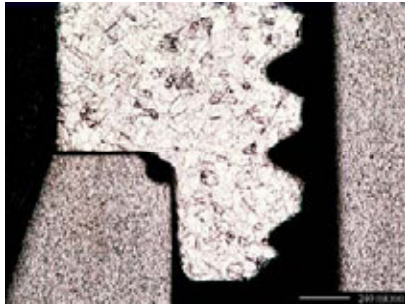


d)

4 Campione B: immagini dell'impianto a 50X



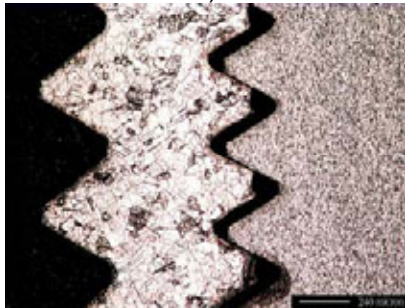
5 Campione C: visione dell'impianto a 10X



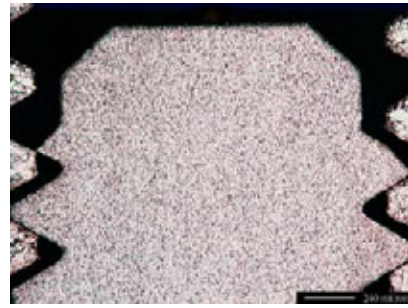
a)



b)

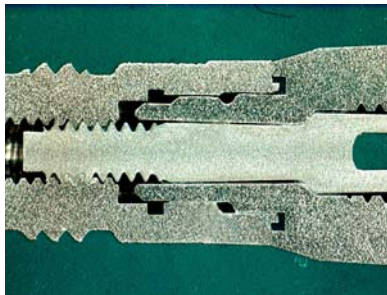


c)



d)

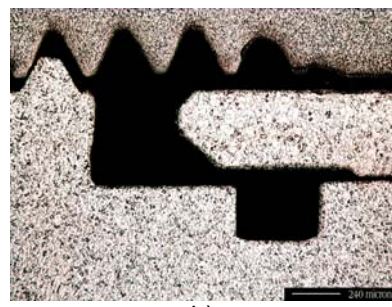
6 Campione C: immagini dell'impianto a 50X



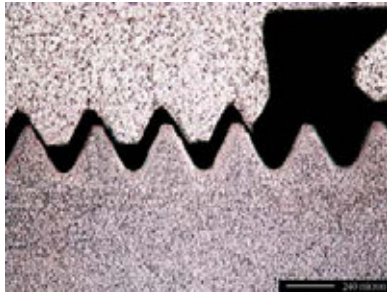
7 Campione D: visione dell'impianto a 10X



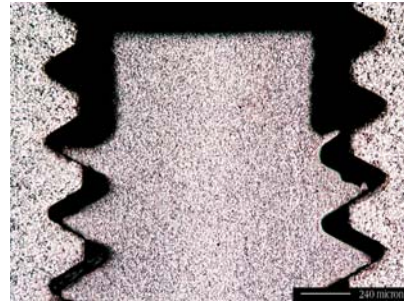
a)



b)



c)



d)

8 Campione D: immagini dell'impianto a 50X

L'aspetto virtuale di valutazione al comportamento ai carichi assiali sui sistemi commerciali è stato condotto mediante tre software *ad hoc* per il tipo di geometria e condizioni al contorno.

Attraverso un proiettore di profilo *Leica*, due dei cinque sistemi commerciali sono stati esaminati per ricavarne l'aspetto geometrico.

Riprodotti in scala 1 a 20 su carta millimetrata, i profili caratteristici sono stati successivamente resi visibili al calcolatore mediante *RHINOCEROS 1.1*, un software operante sotto Windows 2000.

Dalla messa in tavola delle superfici, i dati geometrici caratteristici dei due sistemi commerciali sono stati trasportati in un secondo software *FEMAP 7.01* per la discretizzazione in elementi finiti.

Trasformate le superfici in tante piccole aree legate tra loro mediante nodi, posti gli elementi di contatto là dove necessario, stabilite le condizioni di vincolo e carico (forza di compressione assiale di 200 N), le figure geometriche sono state risolte mediante *ANSYS 5.6*, un software dedicato espressamente al calcolo FEM. Le figure geometriche dei due sistemi commerciali riprodotte mediante *RHINOCEROS* e i risultati dopo analisi FEM, post-processati mediante *FEMAP*, sono rappresentati nelle figure 11-14.

La valutazione del comportamento degli stress e delle deformazioni, è stata condotta attraverso l'applicazione della teoria di von Mises.

## Risultati

Le figure 1-10 mostrano in modo chiaro ed evidente gli aspetti geometrici delle parti caratteristiche che compongono i cinque sistemi commerciali, oggetto dello studio.

Immediatamente visibili sono le discrepanze esistenti tra le parti che compongono i sistemi commerciali A, B, C e D.

Dagli ingrandimenti è stato possibile dedurre che le distanze medie tra moncone e impianto nella zona di battuta sono quantificare attorno a  $30\ \mu\text{m}$  (figure 2, 4, 6, 8 a), mentre le differenze geometriche nella zona di battuta tra la testa della vite di ritegno e l'alloggiamento nel moncone sono dell'ordine di  $20\ \mu\text{m}$  (figure 2, 4, 6, 8 b).

Ma le differenze più importanti sono tra il filetto della vite di ritegno e la madre vite ricavata nel gambo dell'impianto.

La distanza media per i quattro sistemi aventi la connessione avvitata è di circa  $70\ \mu\text{m}$ , con punte di gap fino a  $120\ \mu\text{m}$ , misurate tra le cuspidi della filettatura di vite e madre vite (figure 2, 4, 6, 8 e, d).

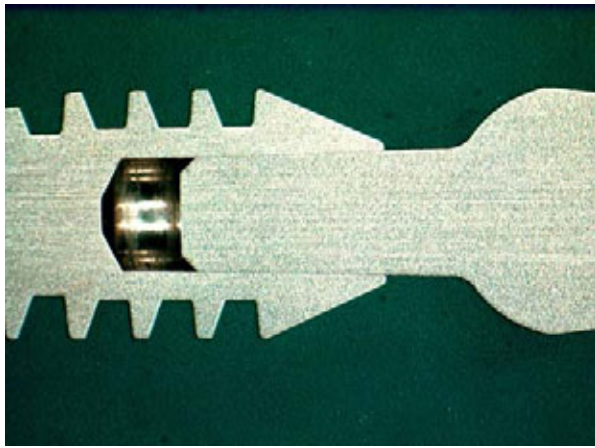
In figura 9 è possibile osservare una tipologia dell'insieme impianto-moncone completamente differente da quelle precedentemente descritte e che non utilizza viti per serrare le parti tra loro.

Il sistema commerciale raffigurato usa l'accoppiamento conometrico per rendere solidali tra loro moncone e impianto.

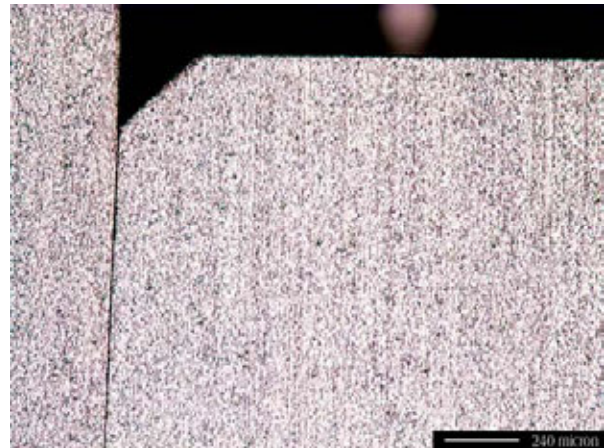
Dall'analisi dettagliata delle figure 9 e 10 si può affermare che la distanza geometrica esistente tra moncone e impianto è inferiore a  $3\ \mu\text{m}$ , ben distante dalle discrepanze esistenti tra le parti accoppiate degli insiemi a connessione avvitata. Dall'analisi dei risultati provenienti dai calcoli strutturale FEM si può subito rilevare come l'accoppiamento che impiega la vite passante, sotto l'azione del carico assiale da 200 N, subisca, proprio nella sua parte interna, uno stato di sforzo molto elevato e alquanto pericoloso.

La vite di ritegno supporta quasi per intero la distribuzione dei carichi, gravando il materiale in termini di resistenza allo snervamento e/o rottura. Nell'accoppiamento moncone, vite passante e impianto, lo stato di sforzo, in parte sopportato dalla vite e trasmesso all'impianto, è in grado di propagarsi dall'interno verso l'esterno, imponendo alla filettatura esterna dell'impianto una deformazione tale da stressare il tessuto osseo con possibile riassorbimento<sup>4-16</sup>.

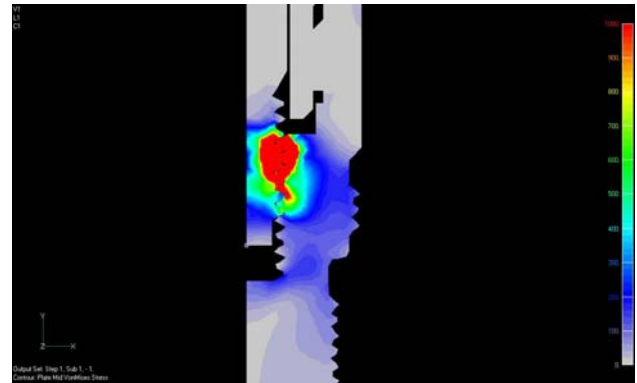
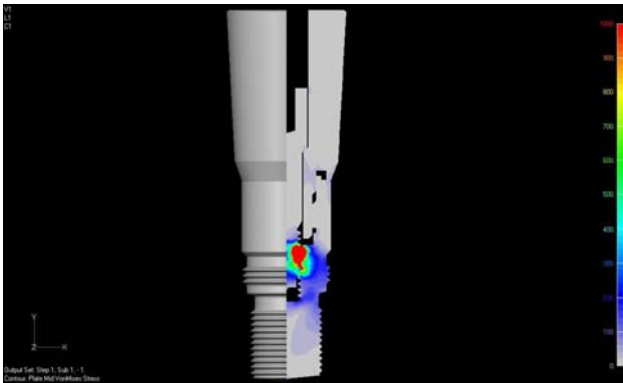
Al contrario, l'insieme conometrico, pur essendo sollecitato dalla medesima forza assiale di compressione, riesce a distribuire meglio gli sforzi nell'intera geometria. S'intuisce molto bene come il rosso sia indice di pericolosità, mentre scendendo di colorazione, il grigio sia sintomo di sforzo nullo.



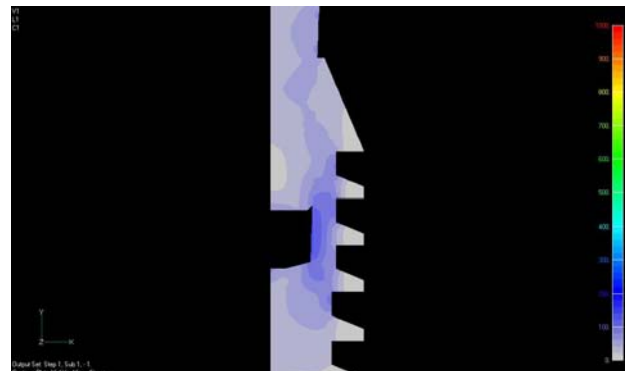
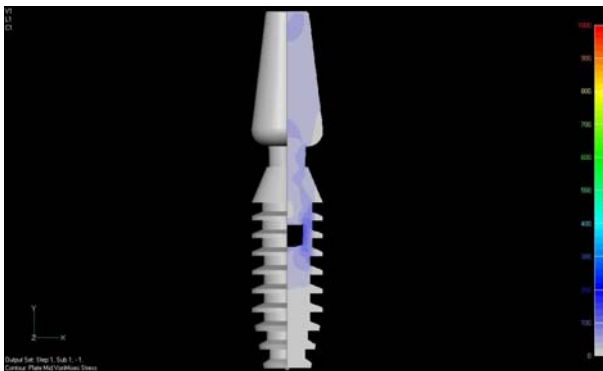
9 Campione E: visione dell'impianto a 10X



10 Campione E: visione dell'impianto a 50X



11-12 Aspetto geometrico e distribuzione degli sforzi nell'impianto D



13-14 Aspetto geometrico e distribuzione degli sforzi nell'impianto E

### Discussione e conclusioni

L'incognita delle discrepanze geometriche esistenti tra monconi, viti e impianti, è sicuramente un problema molto importante in implantologia, che si riflette sulla sopravvivenza degli impianti stessi nel cavo orale.

Oggi sappiamo che il punto più delicato del sistema osso alveolare-impianto-moncone, è la zona della cresta ossea dove dobbiamo avere la possibilità di gestire correttamente i tessuti molli nel punto di emergenza dell'impianto<sup>13,17,18</sup>.

Una zona crestale ampia in senso vestibolo-linguale e la presenza di gengiva aderente sana significano difese attive contro la flora batterica presente nella cavità orale e possibilità del mantenimento del sigillo gengivale, rappresentato dal legamento perimplantare, intorno all'impianto.

È chiaro che in una situazione di equilibrio molto delicata come questa, qualsiasi turbamento che venga a disturbare la zona più fragile del sistema influisce negativamente sulla sopravvivenza a lungo termine dell'intero sistema<sup>11,14,15,19</sup>.

Mediante l'ampia documentazione fornita dalle foto eseguite al microscopio ottico a riflessione, le discrepanze esistenti tra monconi, viti e impianti nei sistemi avvitati, sommate allo stress generato nella vite stessa, durante la fase di serraggio attraverso l'uso di chiavi dinamometriche, possono portare, enfatizzate ulteriormente dall'azione destabilizzante delle forze assiali e laterali in gioco nell'apparato stomatognatico, a

riassorbimento osseo e a craterizzazione alla superficie crestale, zona dove la maggior parte delle sistematiche vede l'unione tra moncone e impianto.

Se a questo si aggiunge l'azione dei batteri, normalmente presenti nel cavo orale, in condizioni gravose come quelle sopra citate, la flora batterica può penetrare tra le discrepanze geometriche dell'impianto, vite e moncone, all'interno del corpo dell'impianto e alloggiarvi, ricreando una situazione anaerobica che, come nelle tasche parodontali profonde, può portare alla formazione di esotossine responsabili di alterazioni ossee all'interfaccia<sup>14,15,20</sup>.

La sinergia tra gap, micromovimenti e batteri, può essere veramente pericolosa, soprattutto per i tessuti circostanti, ed essendo la zona della cresta ossea la più sollecitata e la più delicata, è chiaro che quanta più imprecisione esisterà tra le parti in gioco, tanto più prevedibili saranno i danni verso i tessuti che ospitano gli impianti<sup>12,21</sup>.

Il sistema che lavora in accoppiamento conico, proprio per la natura stessa del tipo di congiunzione tra le parti, deve avere una precisione micrometrica (circa 3 µm è il range di discrepanza valutabile al microscopio a riflessione tra impianto e cono del moncone) che aiuta a ridurre, in modo consistente, le discrepanze tra le varie parti del sistema.

Porre l'attenzione su questo tipo di congiunzione tra moncone e impianto significa sviluppare maggiori conoscenze sugli eventuali benefici che ne possono derivare<sup>17,18</sup>.

Ulteriori valutazioni in-vitro sono tuttora in corso presso i nostri laboratori al fine di valutare la biofunzionalità delle sistematiche cementate.

### Ringraziamenti

Si desidera ringraziare per la parte metallografica, iconografica e fotografica Marina Romor della European Commission, JRC, Institute for Health and Consumer Protection (IHCP), Ispra (Varese).

### Corrispondenza

Enrico Gherone, Ospedale San Raffaele, Servizio di Odontoiatria Via Olgettina 48, 20132 Milano.

### Bibliografia

1. Abeh R, Eriksson E, Brånemark PI, Jemt T. Studio con un lungo follow-up su impianti osteointegrati per la ricostruzione di mascelle completamente edentule. *Quint Int* 1992; 3:235-4.
2. Esposito M, Hirschj M, Lekholm U, Thomson P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated implant. Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:527-51.
3. Muftu A, Chapman PJ. Replacing posterior teeth with freestanding implants: four year prosthodontic results of a prospective Study. *JADA* 1998; 129(8):1097-102.
4. Jemt T, Petterson PA. A three year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
5. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5 (4):235- 48.
6. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Post-graduate Dent* 1996;2:1-15.
7. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000;15(1):76-94.
8. Gherlone E, Paracchini L, Holzwarth U, Pastoni F, Davini L, Spreafico A, Ferraris S. Distribuzione degli sforzi in impianti dentali. *Dent Mod* 1999;7:57-73.
9. Shepherd M. Root-form implant placement within the posterior mandible: a surgical approach. *Dent Impl Update* 1994;5(11) :85-8.
10. Gunter T, Merz B, Merleske-Stern R, Schmitt J, Leppek R, Lengsfeld M. Testing dental implants with an in vivo finite element model. *Biomed Tech (Berlin)* 2000;45(10): 272-6.
11. Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech* 2000;33(11):1489- 95.
12. Block MS, Gardiner D, Almerico B, Neal C. Loaded hydroxylapatite-coated implants and uncoated titanium-threaded implants in distracted dog alveolar ridges. *Oral Surg* 2000; 89(6):676-85.
13. Oràffi C, Fanali S, Scarano A, Petmne G, di Silvestro S, Piattelh A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2000; 15 (2):283-6.
14. Hassler CR, Rybichi EF, Cummings KD, Lark LC. Quantification of compressive stresses and its effects on bone remodeling. *Bull Hosp Bone joint Res* 1997;38:162-78.
15. BrunskijB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999; 1 3:99-119.
16. Kannus P, Sievanen H, Vuori I. Physical loading, exercise and bone. *Bone* 1996; 1 8: 1-3.
17. Gherlone E, Mascardi A, Ferraris S, Baracchini L, Pastoni F, Strola G. Permeabilità alla colonizzazione batterica di due diversi tipi di impianti. *Dent Mod* 2001;6:69-75.

18. Gherlone E, Paracchini L, Mascardi A. Distribuzione degli sforzi nella mandibola sollecitata da cinque differenti impianti. *Dent Mod* 2001;9:103-11.
19. Gross M, Abrainovich I, Weiss E. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *J Oral Maxillofac Impl* 1999;14(1):94-100.
20. Meraw SJ, Rceve CM, Lohsc CM, Sioussat TM. Treatment of peri-implant defects wirth combination growth factor cement. *J Periodontol* 2000;71(1):8-13.
21. Quitinen M, Brollen CNM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant componente of the Brånemark system. *Clin Oral Impl Res* 1994;5(4): 239-44.