

Distribuzione degli sforzi in impianti dentali

L. Paracchini¹, U. Holzwarth¹, F. Pastoni¹, E. Gherlone², L. Davini², A. Spreafico², S. Ferraris²

1. European Commission, JRC, Institute for Health and Consumer Protection (IHCP), Ispra (VA)

2. Università di Milano, dip. di Scienze e Tecnologie Biomediche, Ospedale San Raffaele, Catt. Protesi Dentaria

Riassunto

Lo scopo del presente lavoro è stato quello di mettere a punto una prova riproducibile in grado di fornire indicazioni sulla distribuzione degli sforzi della sistemica implantologica BICON® con abutment a diverse angolazioni (0°, 15° e 25°). Accanto alle prove sperimentali, attraverso una simulazione 2D agli elementi finiti, si è potuto costruire un modello matematico con il quale si è verificato l'andamento delle tensioni nell'accoppiamento. L'analisi al microscopio a riflessione ha potuto infine fornire approfondite informazioni a supporto delle prove meccaniche di compressione.

Introduzione

L'edentulismo rappresenta un problema sociale di primaria importanza: il National Institute of Dental Research ha rilevato come il 42% della popolazione americana sopra i 65 anni e il 4% in età compresa tra i 34 e i 64 anni mostra una parziale o completa assenza di denti naturali⁽¹⁾, con ripristino della funzione masticatoria per mezzo di protesizzazioni fisse o rimovibili. La protesi rimovibile di tipo tradizionale è spesso mal tollerata sia per motivi psicologici che funzionali, causa l'estrema difficoltà di confezionare un manufatto protesico soddisfacente soprattutto in termini di stabilità⁽²⁾.

L'uso di impianti dentali può risolvere o migliorare queste problematiche, consentendo in alcuni casi il confezionamento di una protesi fissa al posto di quella rimovibile, in altri dando stabilità a protesi rimovibili.

Studi statistici condotti dall'autorevole National Institute of Dental Research dimostrano come l'uso d'impianti dentali si stia diffondendo in modo esponenziale: dati non molto recenti, ma espressivi, indicano che negli Stati Uniti nel 1990 sono stati inseriti 50.000 impianti, nel 1992 circa 400.000⁽³⁾. Per decenni l'odontostomatologo ha desiderato un sistema valido e sicuro per ancorare le protesi rimovibili alle ossa mascellari⁽⁴⁾. Impianti con diverse forme sono stati proposti ed utilizzati allo scopo di garantire efficienza e prevedibilità di risultati⁽⁵⁾.

A metà degli anni sessanta Brånemark rivelò un importante fenomeno biologico intercorrente tra tessuto osseo vitale e superficie di titanio, in seguito conosciuto come osteointegrazione⁽⁶⁾. Egli osservò una connessione anatomica e funzionale tra il tessuto osseo e la superficie dell'impianto, anche se sottoposto a carichi statici e dinamici. Nella sua scia seguirono protocolli sperimentali e clinici per definire il successo della terapia implantare, riferibile alla qualità e alla quantità del tessuto osseo neoformatosi, a impianto inserito, all'interfaccia fixture-tessuto osseo^(7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15). Ruolo fondamentale per il mantenimento nel tempo dell'osteointegrazione riveste la biomeccanica implantare, soprattutto per quanto riguarda il trasferimento dei carichi occlusali alle strutture ossee, e le particolari problematiche relative alla connessione impianto-abutment^(16, 17, 18).

L'uso dei modelli matematici "finite element modeler" affiancati ai test condotti in laboratorio rappresenta un insieme di metodi in grado di fornire preziose informazioni al riguardo^(19, 20, 21, 22, 23, 24). Tutto ciò si riflette sullo studio dei fenomeni di rimodellamento in risposta al carico protesico dei tessuti duri e molli^(25, 26, 27).

Scopo del presente lavoro è stato quello di mettere a punto un modello sperimentale semplice, riproducibile e atto a fornire espressive informazioni sulla distribuzione degli sforzi e sul comportamento del sistema impianto-abutment nel breve periodo⁽²⁸⁾.

Le informazioni sullo stato tensionale sono state ottenute mediante prove a carichi di pressione crescenti condotte su un sistema composto da un abutment angolato a 0°, 15°, 25°, da un impianto e da una resina acrilica. Quest'ultima è stata considerata per le proprietà meccaniche, espresse in termini di modulo d'elasticità normale "E" e modulo di Poisson "ν", simili a quelle dell'osso corticale.

È stato così possibile stabilire i massimi carichi sopportabili nonché la parte del sistema che è maggiormente sollecitata. I dati ottenuti nelle prove sperimentali hanno permesso inoltre di costruire un modello matematico 2 D mediante gli elementi finiti, con il quale si è potuto ricavare l'andamento degli sforzi nel sistema.

In conclusione i diversi metodi d'indagine, prove meccaniche ed analisi agli elementi finiti sono stati in grado di fornire importanti risultati ad una prima valutazione del comportamento dell'insieme impianto-abutment-resina.

Materiali e metodi

La resistenza degli impianti dentali sollecitati da forze di compressione è stata condotta utilizzando una macchina per prove da trazione/compressione di tipo meccanico (INSTRON serie 4400). Per l'acquisizione

dati (legame Carico - Corsa) un'interfaccia software sviluppato per lavorare in ambiente WINDOWS™ e gestito interamente da un sistema computerizzato è stato impiegato. L'impianto dentale BICON® dal diametro di 5 mm ed altezza di 14 mm, realizzato interamente in lega di titanio (Ti6Al4V) è stato rappresentato in figura 1a e 1b. In figura 1b sono visibili sia le due parti che compongono l'insieme abutment/impianto, sia la direzione del carico applicato durante i test meccanici.

Tutti i test di compressione sono stati condotti usando una velocità di spostamento della traversa mobile della macchina di trazione e/o compressione pari a 1 mm/min. Il carico imposto dalla macchina sul manufatto è stato applicato in direzione assiale dell'abutment secondo lo schema della figura 1b. Per garantire una corretta esecuzione durante i test meccanici, l'accoppiamento abutment/impianto è stato fissato alla macchina mediante semplici afferraggi e, per evitare possibili artefatti durante la conduzione della prova, attorno all'impianto è stata colata una resina acrilica aventi caratteristiche meccaniche, espresse in termini di modulo d'elasticità normale "E" e modulo di Poisson "ν", simili a quelle dell'osso corticale ($E_{\text{osso corticale}}=15000 \text{ N/mm}^2$, $\nu_{\text{osso corticale}}=0.3$). La resina acrilica (ACRYFIX-STRUERS) composta da due elementi (la miscelazione è stata condotta utilizzando una parte di liquido e due parti di polvere) è stata versata attorno all'impianto, lasciando esternamente solo l'abutment, attraverso l'uso di uno stampo con la particolarità di potersi chiudere e schiudere in due metà. A solidificazione ottenuta, dopo circa 15 minuti, sono state aperte le due metà dello stampo dalle quali è stato estratto il provino da 10 mm di diametro e 30 mm di altezza.

La trasmissione del carico dalla macchina di trazione e/o compressione al provino è stata realizzata mediante un punzone sferico. Per eliminare completamente tutti i giochi delle varie parti mobili della macchina, all'inizio di ogni prova è stato applicato un pre - carico di 10 N.

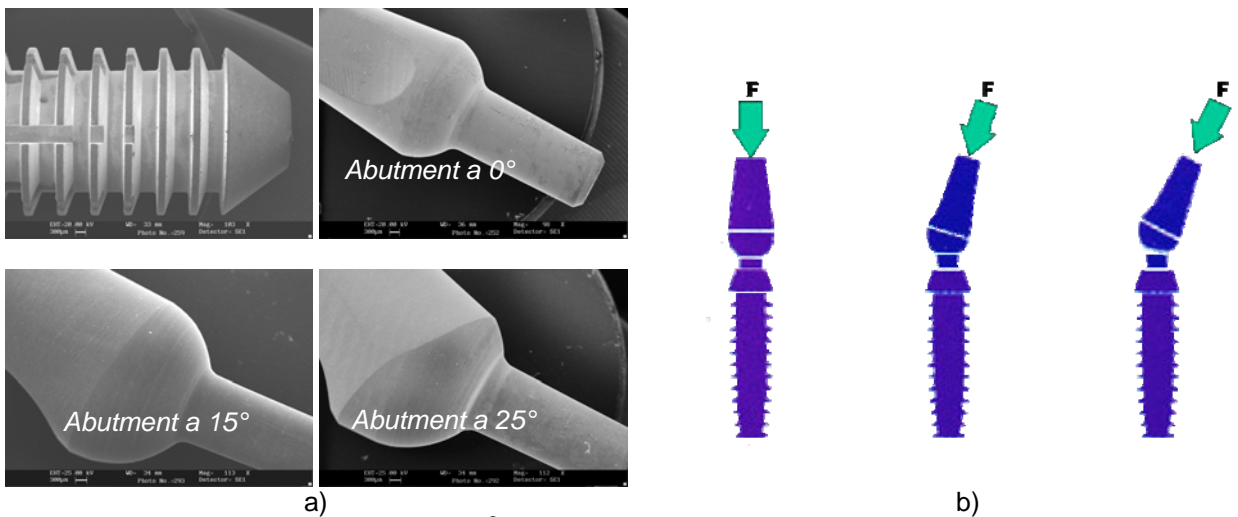


Figura 1 - a) fotografia al SEM dell'impianto BICON® e dei tre diversi abutment (0°, 15° e 25°); b) schema di applicazione del carico.

La conclusione della prova, è stata valutata nel momento in cui avveniva il primo cedimento del carico (scostamento dalla linearità tra il Carico e la Corsa), andamento peraltro ben visibile dai grafici successivamente rappresentati per le tre differenti condizioni. L'aspetto visivo del cedimento avvenuto tra l'abutment e l'impianto annegato nella resina, è stato ottenuto oltre che dai grafici Carico - Corsa anche mediante analisi al microscopio a riflessione (LEICA modello 301 DM RME).

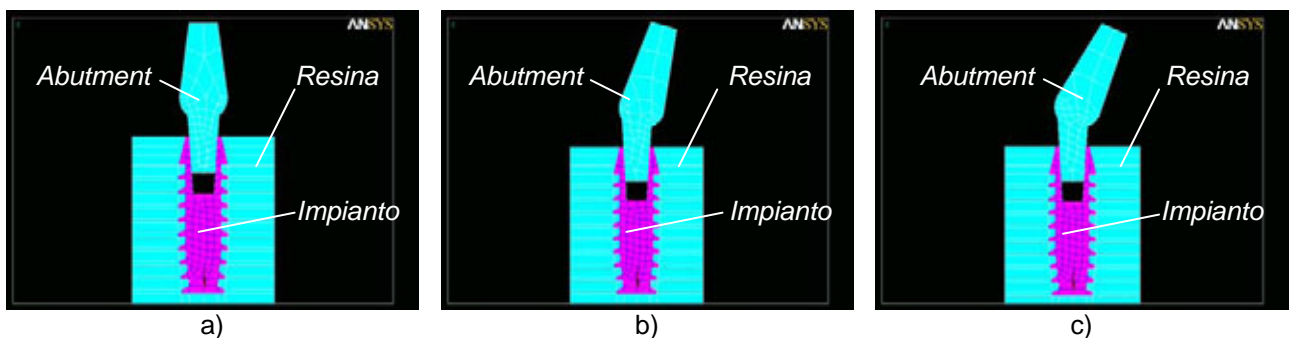


Figura 2 - a) schema della mesh dell'insieme abutment 0°/impianto/resina; b) schema della mesh dell'insieme abutment 15°/impianto/resina; c) schema della mesh dell'insieme abutment 25°/impianto/resina.

Il modello matematico 2D agli elementi finiti dell'insieme abutment/impianto/resina rappresentato in figura 2a, 2b e 2c, interamente costruito con ANSYS/ED versione 5.4, ha visto l'uso per tutto l'insieme di elementi

piani a 4 nodi, ai quali sono stati aggiunti elementi di contatto per meglio descrivere il comportamento tra l'impianto e l'abutment.

Il modello agli elementi finiti è stato composto da 382 elementi e da 295 nodi per la figura 2a (abutment inclinato a 0°), da 372 elementi e da 285 nodi per la figura 2b (abutment inclinato a 15°) e da 374 elementi e da 287 nodi per la figura 2c (abutment inclinato a 25°), trattando i materiali dell'insieme come lineari, omogenei e isotropi ($E_{\text{titanio}}=110000 \text{ N/mm}^2$, $\nu_{\text{titanio}}=0.3$). Inoltre il legame impianto/resina è stato semplificato considerando l'accoppiamento come continuo.

Risultati

Tutti i risultati provenienti dalle prove meccaniche di compressione sono stati raccolti e rappresentati in figura 3. Per una corretta media dei valori del carico massimo, tre test su ogni accoppiamento sono stati condotti. Un primo interessante aspetto emerso dai test di compressione riguarda l'accoppiamento abutment inclinato a 0°/impianto. Meglio resiste ai carichi rispetto all'accoppiamento abutment inclinato a 15°/impianto, il quale a sua volta meglio resiste rispetto all'accoppiamento abutment inclinato a 25°/impianto. I valori medi dei carichi e le relative deviazioni standard calcolati tenendo conto dei singoli valori massimi nei tre diversi accoppiamenti sono stati per l'insieme abutment inclinato a 0° /impianto di $3651\text{N}\pm 124\text{N}$, per l'insieme abutment inclinato a 15°/impianto di $2493\text{N}\pm 378\text{N}$ e per l'insieme abutment inclinato a 25°/impianto di $1433\text{N}\pm 98\text{N}$.

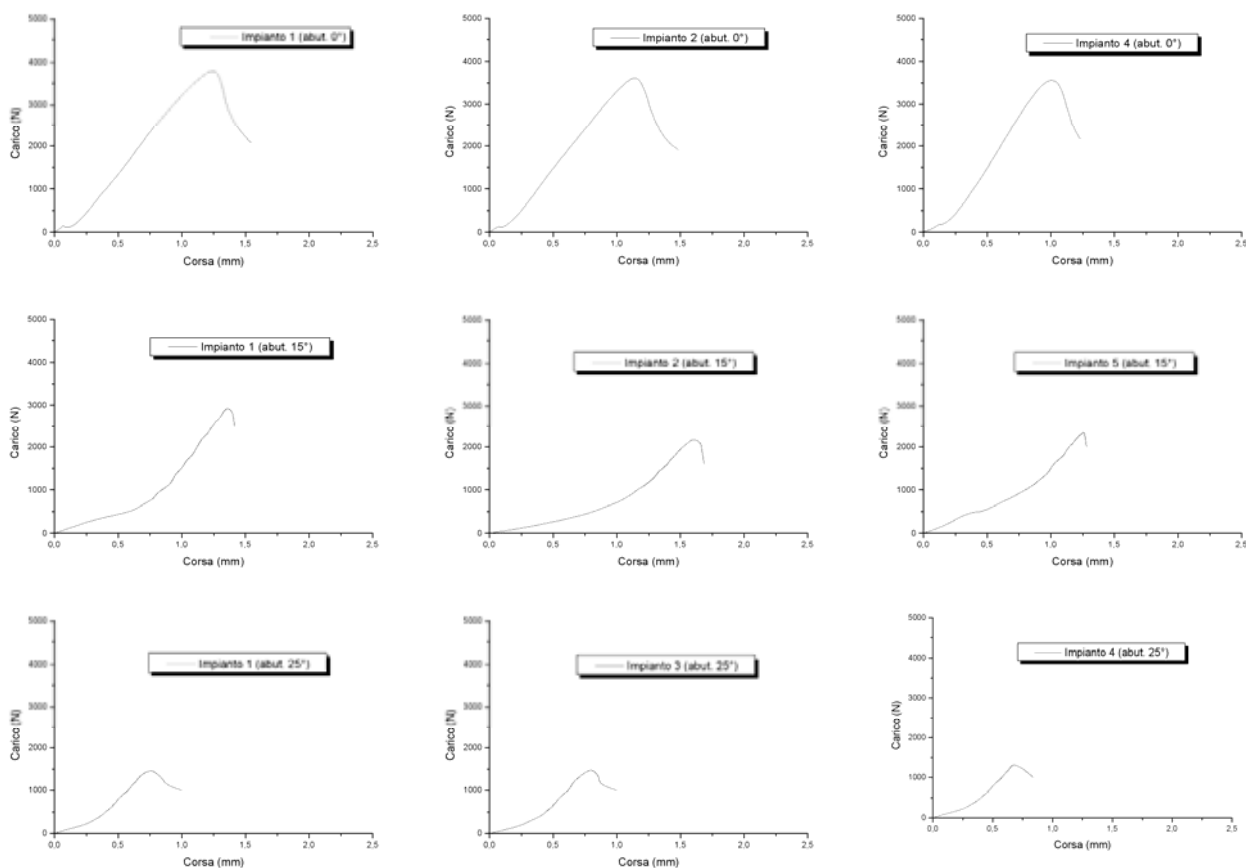


Figura 3 - grafici ottenuti dai test meccanici; relazione tra Carico (N) e Corsa (mm).

Le fotografie rappresentate in figura 4 ed ottenute da una analisi dettagliata mediante la microscopia a riflessione sono state ricavate dai provini dopo i test meccanici. Attraverso un'accurata preparazione condotta in laboratorio, i campioni sono stati sezionati, lucidati e fotografati a 12 ingrandimenti. L'interessante aspetto emerso durante l'analisi fotografica è una totale assenza di cricche di rottura anche in parti critiche dove ad esempio vi è un cambio di sezione (un esempio è il fondo del foro dell'impianto).

Un'analisi più dettagliata del legame Carico – Corsa, dimostra come i valori delle forze applicate, necessarie a deformare l'insieme impianto/abutment, siano molto alte e conseguentemente, in funzione delle piccole superfici di schiacciamento (parte apicale dell'abutment), anche le pressioni risultano essere elevate. Basti pensare che considerando mediamente un carico di 1433 N (dato medio minore ricavato dai risultati provenienti dai test condotti sull'insieme abutment inclinato a 25°/impianto applicato ad una superficie di circa 2.5 mm^2 (superficie apicale dell'abutment) risulti una pressione di circa 570 N/mm^2 . In genere se s'ipotizza che sul dente agiscono pressioni comprese mediamente tra i 40 N/mm^2 e i 400 N/mm^2 si può

facilmente intuire come i carichi massimi raggiunti durante le prove, sia per l'insieme abutment inclinato di 0°/impianto che per l'insieme abutment inclinato di 15°/impianto e che per l'insieme abutment inclinato di 25°/impianto, possano garantire un buon margine di sicurezza strutturale all'insieme abutment/impianto.

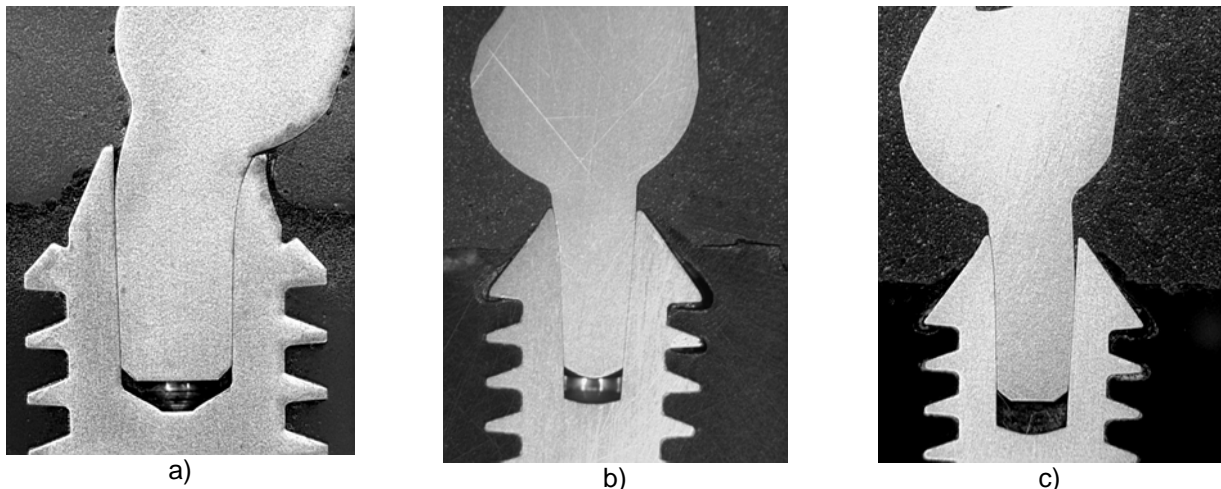


Figura 4 - analisi ottenute mediante microscopia a riflessione dove a) è l'insieme abutment inclinato a 0°/impianto, b) è l'insieme abutment inclinato a 15°/impianto e c) è l'insieme abutment inclinato a 25°/impianto.

Quello che è stato detto a proposito delle zone di rottura tra l'impianto e l'abutment non è più valido se si considerano quegli insiemi dove il collegamento abutment/impianto è ottenuto mediante viti. Si può facilmente osservare dalla figura 5 come carichi di compressione identici a quelli usati per gli impianti BICON® portino alla rottura l'insieme abutment/impianto.

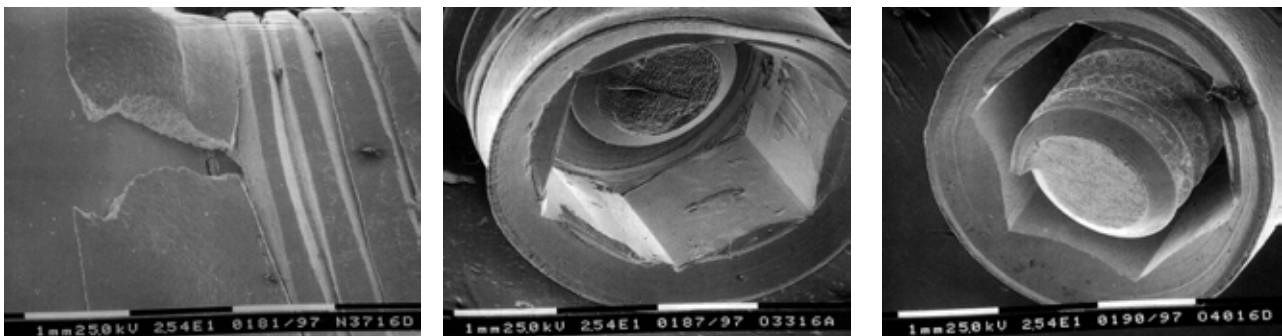


Figura 5 - analisi ottenute mediante microscopia a scansione elettronica su impianti dentali con colletto con connessione abutment/impianto realizzata mediante vite.

I dati sopra riportati e relativi alle pressioni medie agenti sul dente hanno permesso di estrapolare un calcolo, utilizzando il modello matematico agli elementi finiti, relativo alle tensioni che si vengono a creare nell'insieme abutment/impianto. Considerando come pressione 40 N/mm^2 ed una superficie apicale dell'abutment di 2.5 mm^2 , si è potuto ricavare una forza di compressione pari a 100N. Analogamente per una pressione di 400 N/mm^2 ed una superficie di 2.5 mm^2 , la forza di compressione ricavata vale 1000N. Attraverso queste due forze è stato possibile ricavare mediante l'uso del modello agli elementi finiti lo stato degli sforzi all'interfaccia abutment/impianto e impianto/resina. I risultati sono stati rappresentati graficamente per i tre differenti insiemi attraverso la figura 6.

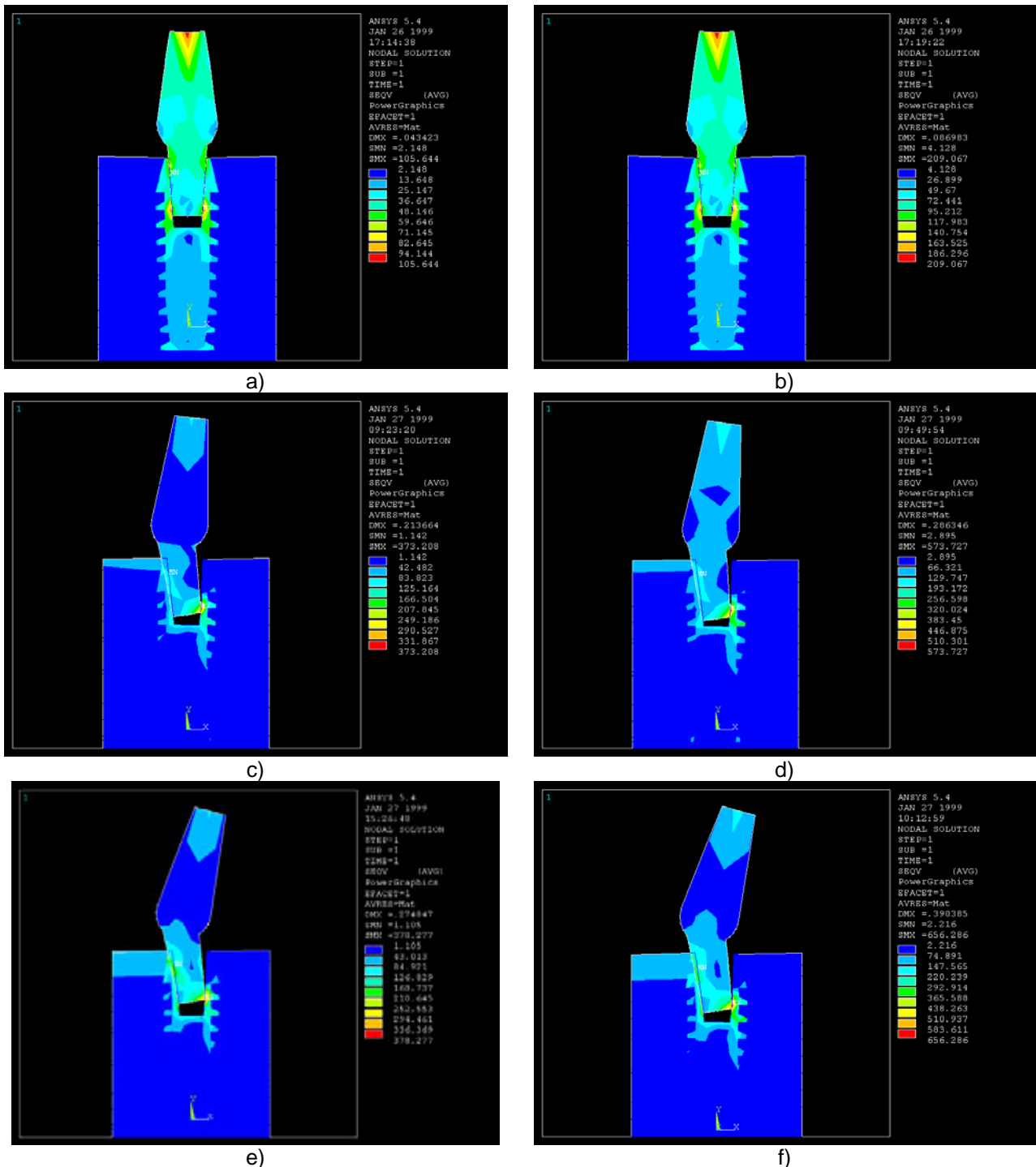


Figura 6 – risultati ottenuti dalla simulazione al computer dell'insieme abutment/impianto: a), c) e e) sono gli sforzi ottenuti sollecitando l'impianto con un carico di 100N mentre b), d) ed f) sono i grafici degli sforzi ottenuti sollecitando l'impianto con un carico di 1000N.

I risultati degli sforzi calcolati con gli elementi finiti, secondo la teoria di Von-Mises, hanno mostrato come gran parte della sollecitazione durante la fase di compressione sia ad appannaggio dell'abutment. Nel caso dell'insieme abutment/impianto/resina con l'abutment inclinato di 0°, la sollecitazione si trasmette a tutto l'impianto, elemento non valutato nel caso dell'abutment inclinato a 15° e 25° dove soltanto una piccola zona prossimale dell'impianto è coinvolta nella sollecitazione. Per quanto riguarda la resina, dove va ricordato che in questi test è stata per noi l'elemento osso, non ci sono elevati picchi tensionali, valori compresi tra i 42 N/mm² (caso dell'abutment inclinato di 15°) e i 75 N/mm² (caso dell'abutment inclinato di 25°). Il sistema composto dall'abutment inclinato di 0° ha imposto alla resina tensioni dell'ordine di pochi N/mm² ininfluenti nella valutazione globale degli sforzi per l'intero sistema. Per quanto riguarda lo stato tensionale all'interno dell'impianto (contatto tra abutment e impianto) gli sforzi calcolati dal modellatore sono compresi tra i 105 N/mm² (caso dell'abutment inclinato di 0°) e i 656 N/mm² (caso dell'abutment inclinato di 25°). I valori poc'anzi espressi sono limitati a piccolissime zone interne all'accoppiamento abutment/impianto e sono al di

sotto di quella σ_{max} di rottura del materiale ($\sigma_{max Ti6Al4V} \sim 800 \text{ N/mm}^2$), garantendo un discreto margine di sicurezza relativo all'assenza di cricche.

Conclusioni

I sistemi abutment/impianto BICON® studiati in questo lavoro permettono un ampio margine di sicurezza strutturale. I carichi che possono sostenere sono elevati e ben al di sopra di quelli fisiologici. Inoltre non essendoci viti di collegamento tra abutment ed impianto si evitano possibili parti deboli che possono essere causa per il portatore di spiacevoli inconvenienti, aumentando in questo modo la sicurezza dell'insieme. La connessione conometrica tra abutment ed impianto si è dimostrata una valida scelta dal punto di vista biomeccanico: garantisce un corretto accoppiamento e permette una buona redistribuzione dei carichi evitando picchi anomali di tensione.

Ringraziamenti

Si desidera ringraziare per la parte fotografica Marina Romor e Fernando Dos Santos, per la parte test meccanici Marco Airola e per la parte di messa a punto degli stampi Giuliano Paracchini.

Bibliografia

1. L. H. Meskin, L. J. Brown; Prevalence and patterns of tooth loss in the USA employed adult and senior populations; J. Dent. Educ. 52: 686-691 (1988);
2. M. Cassidy, D. L. Gutteridge; An update on conventional fixed bridges. Designing fixed bridgework; Dent. Update 1994 June; 21(1): 196-201;
3. B. E. Balking; Implant dentistry: histological overview with current perspective; J. Dent. Educ. 52: 683-685 (1988);
4. G. Papavasiliou, P. Kamposiora, S. C. Bayne, D. A. Felton; Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bone support, prosthesis type and loading during function; J Prosthetic Dent. 76 (6):633-640 (1996);
5. E. P. Holmgren, R. J. Seckinger, L. M. Kilgren, F. Mante; Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two dimensional comparative study examining effects of implant diameter, implant shape, and load direction; J. Oral Implant 1998; 24(2): 80-8;
6. S. E. Clift, J. Fisher, C. J. Watson; Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus; Proc. Inst. Mech. Eng. 1992; 206(4): 233-41;
7. R. Kayacan, R. Ballarini, R.L. Mullen; Theoretical study of the effects of tooth and implants mobility differences in occlusal force transmission in tooth/implant supported partial prostheses; J. Prosthetic Dent. 78 (4): 391-399 (1997);
8. P. I. Brånemark, B. O. Hansson, R. Adel, V. Breine, J. Lindstrom, O. Hallen, A. Ohman; Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a ten-year period; Monograph, Stockholm: Almquist and Wiksell (1977);
9. R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, P. I. Brånemark; A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw; Int. J. Oral Surg. 10: 387-416 (1981);
10. D. C. Holmes, J. T. Loftus; Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants; J. of Oral Implantology; 1997, vol. 23, n° 3, 104-111;
11. J. B. Brunsky, J. A. Hipp; In-vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations; J. Prosthetic Dent. 51 (1): 82-90 (1984);
12. G. Menicucci, M. Lorenzetti, P. Pera, G. Preti; Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage system; The International J. of Oral & Maxillofacial Implants; 1998, 13, 369-376;
13. P. P. van Zyl, N. L. Grundling, C. H. Jooste, E. Terblance; Three-Dimensional Finite Element Model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses; The International J. of Oral & Maxillofacial Implants, 1995; 10: 51-57;
14. J. A. Tesk, O. Widera; Stress distribution in bone arising from loading and endosteal dental implants; J Biomed Mater. Res. 1973; 7(3): 251-61;
15. A. A. Gadalla, Al Aboul-Ela, M. Mahady, M. S. Badawy; The effect of mandibular overdenture to manage traumas to anterior maxillary residual ridge; Egypt Dental J.; 39(1):337-42;
16. A. Sertgoz; Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant- supported fixed prosthesis; Int. J. Prosthodontic; 1997; 10(1):19-27;
17. H. J. Meijer, F. J. Starmans, W. H. Steen, F. Bosman; Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three dimensional finite element study; J. Oral Rehabil.; 1996; 23(11): 757-63;
18. C. E. English; Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants; Implant Dent. 1993; 2(4): 221-42;

19. M. R. Rieger, M. Mayberry, M. O. Brose; Finite element analysis of six edosseous implants; *J. Prosthetic Dent.* 63 (1): 671-677 (1990);
20. R. L. Sakaguchi, S. E. Borgesen; Two-Dimensional contact analysis of physiologically loaded dental implant materials; Internal Report of Minesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics, University of Minesota, Mineapolis, USA;
21. Y. Matsushita, M. Kitoh, K. Mizuta, H. Ikeda, T. Suetsugu; Two-Dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution; *J. of Oral Implantology*; 1990, vol. 16, n° 1, 6-11;
22. G. Lewis; A parametric finite element analysis study of the stress in a endosseous implants; *Bio-Medical Materials and Engineering*, 1994, Vol. 4, n° 7, 495-502;
23. W. M. Murphy, K. R. Williams, M. C. Gregory; Stress in bone adjacent to dental implants; *J. of Oral Rehabilitation*; 1995, 22, 897-903;
24. J. L. Lozada, M. F. Abbate, F. A. Pizzarello, R. A. James; Comparative three-dimensional analysis of two finite-element endosseous implant designs; *J. of Oral Implantology*; 1994, Vol. 20, n° 4, 315-321;
25. S. E. Clift, J. Fisher, C. J. Watson; Stress and strain distribution in the bone surrounding a new design of dental implant: a comparison with a threaded Brånemark type implant; *Proc. Institute Mech. Eng.*; 1993, Vol. 207, n° 3, 133-138;
26. N. L. Clelland, Y. H. Ismail, H. S. Zaki, D. Pipko; Three-Dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant; *The International J. of Oral & Maxillofacial Implants*; 1991, 6, 391-398;
27. S. Canay, N. Hersek, I. Akpınar, Z. Asik; Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis; *Quintessence International*, Vol. 27, n° 9, 1996, 591-598;
28. L. Paracchini, F. Billi, D. Annicchiarico, R. Corbari, M. Agliati; Test meccanici di compressione per valutare il carico di rottura d'impianti dentali in titanio; *La Quintessenza Odontotecnica* 15, 1, 71-79 (1998).