

SULLA VALUTAZIONE NUMERICA DELLE CONDIZIONI ELASTOSTATICHE DI UN IMPIANTO DENTARIO ENDOSSEO

E. Armentani¹, F. Caputo jr.¹, R. Citarella², R. Esposito¹, M. Infante³, G. Lavorgna³

¹ Dip. di Progettazione e Gestione Industriale, Università degli Studi di Napoli Federico II, P.le V. Tecchio 80, 80125, Napoli, renespos@unina.it.

² Dip. di Ingegneria Meccanica, Università degli Studi di Salerno, Via Ponte Don Melillo Salerno, robcitar@unina.it

³ Dip. di Scienze Odontostomatologiche e Maxillo-Facciali, Università degli Studi di Napoli Federico II, via Panzini 5, 80131, Napoli, lavorgna@unina.it.

SOMMARIO

Nel presente lavoro, affrontando dal punto di vista numerico le problematiche relative alla progettazione di un impianto dentario endosseo di forma e dimensioni tipo, sono stati ottenuti risultati relativi alla distribuzione tensionale e al campo degli spostamenti di modelli FEM e BEM parametrici, adattabili a varie forme di impianto in diverse condizioni implantologiche. L'approccio al lavoro, principalmente metodologico, tende a mettere in risalto la necessità di garantire una elevata precisione dei risultati in corrispondenza dell'interfaccia osso-impianto, laddove le pressioni di contatto derivanti dall'azione della masticazione sollecitano maggiormente le parti e ne determinano eventuali criticità.

Sia per l'enorme facilità di modellazione e, quindi, di manipolabilità del modello numerico, sia per la maggiore capacità rispetto al FEM di cogliere aspetti superficiali, il BEM appare essere, se pur con tempi di calcolo decisamente maggiori, lo strumento migliore per affrontare questo tipo di indagini.

ABSTRACT

This work faces the numerical problems related to the calculation of stress and strain distribution induced by a dental implant in the surrounding mandibular bone, by using parametric BEM and FEM on various implant shapes and biological conditions. This work, mainly based on methodological aspect, highlights the opportunity to get accurate assessment of the stress-strain results on the bone implant interface, that is the most critical area caused by the mastication forces.

Due to the high flexibility in the preprocessing and postprocessing phase and accuracy in reproducing superficial gradients, BEM turns out to be more efficient than FEM in facing such kind of problems, when sufficient calculus power is available.

INTRODUZIONE

La pratica dell'implantologia dentaria risulta ancora oggi strettamente dipendente da fattori empirici legati alle caratteristiche biologiche e morfologiche del singolo paziente. Ciò comporta notevoli disagi sia all'operatore, spesso costretto ad improvvisare soluzioni in breve tempo senza alcun riscontro dal punto di vista progettuale dell'impianto stesso, sia al paziente, che si trova ad essere in alcuni casi oggetto di tentativi non sempre portati a buon fine.

Purtroppo però, la grande quantità di parametri in gioco, siano essi biologici, morfologici o meccanici, rende difficile, se non impossibile, una generalizzazione concreta di tali applicazioni.

Nel presente lavoro sono state sviluppate analisi elastostatiche, procedendo sia con il metodo agli elementi finiti (FEM) sia con quello agli elementi di contorno (BEM) di un impianto Branemark a vite soggetto a forze assiali e laterali, in ipotesi di impianto perfettamente assestato ed osseo-integrato (continuità all'interfaccia impianto-osso) [1] o parzialmente osseo-integrato (rigidezze unidirezionali all'interfaccia impianto-osso imposte mediante elementi di contatto) [2, 3], senza comunque affrontare situazioni affette da patologie particolari caratterizzate da complesse ed indeterminate condizioni all'interfaccia impianto-osso.

In entrambe le circostanze analizzate la distribuzione di tensioni e deformazioni nella zona d'osso adiacente l'impianto risulta essere molto importante per la stabilità dell'impianto stesso: nella prima condizione (completa osseo-integrazione) per la durata e la stabilità a lungo termine, mentre nella seconda, da considerarsi come condizione di transizione per impianti nella primissima fase di applicazione, per un corretto sviluppo della completa osseo-integrazione, che viene biologicamente raggiunta entro alcuni mesi (con l'aiuto di sostanze bioattive all'interfaccia).

L'indagine è stata condotta innanzitutto validando i modelli 2D assialsimmetrici mediante confronti incrociati tra i due metodi (FEM e BEM) e con risultati disponibili in letteratura [1]. Successivamente si è proceduto con infittimenti della discretizzazione al fine di assicurarsi una reale accuratezza della soluzione, sempre considerando entrambi i metodi.

Quindi è stata focalizzata l'attenzione su alcuni effetti superficiali di concentrazione delle tensioni all'interfaccia impianto-osso, dovuti al particolare profilo geometrico dell'impianto in esame, il quale è risultato molto sensibile a piccole variazioni dei raggi di raccordo praticati in alcune zone particolarmente sollecitate. Le analisi condotte parametrizzando tali quantità hanno messo in luce la flessibilità di preprocessamento tipica del BEM che, lavorando in tal caso su modelli ad una sola dimensione, consente rapide modifiche e re-meshing locali più difficilmente realizzabili attraverso il FEM.

Passando a modelli numerici leggermente più complessi, e cioè con elementi di contatto all'interfaccia, sono state notate sostanziali differenze del comportamento meccanico dell'osso, specie, come del resto era abbastanza prevedibile, per quanto riguarda la zona prossima ai primi filetti dell'impianto.

Dal punto di vista metodologico, in tale circostanza, l'uso del BEM ha comportato un sensibile incremento dei tempi di calcolo, ferma restando la flessibilità di preprocessamento; inoltre, sempre utilizzando il BEM, è stata rilevata una maggiore stabilità nell'ottenimento della convergenza numerica della soluzione, che con il FEM ha richiesto un notevole impegno nell'impostazione dei parametri procedurali, senza peraltro raggiungere risultati soddisfacenti con le meshes considerate.

Infine, operando in 3D, utilizzando il FEM, ci si è trovati a dover manipolare modelli che per l'enorme quantità sia del numero di nodi sia dei risultati conseguentemente prodotti, hanno richiesto un certo livello di capacità operative; per il BEM, che circoscrivendo la discretizzazione del modello alle sole superfici di contorno permette di graduare l'infittimento della mesh in maniera molto più flessibile (grazie anche alla possibilità di utilizzo di elementi discontinui) nell'intorno della zona in cui si desidera ottenere risultati con maggior dettaglio, la produzione di informazioni in output risulta limitata e tali difficoltà sono facilmente aggirabili, pur richiedendo però potenze di calcolo molto più elevate.

I codici utilizzati per lo sviluppo delle analisi sono stati l'ANSYS Ver. 5.5 per quanto riguarda il FEM ed il BEASY Ver. 7.2 per il BEM, entrambi dotati di moduli di pre e post-processamento in essi direttamente implementati.

Il materiale adottato per l'impianto è il Titanio, le cui proprietà meccaniche, insieme a quelle dell'osso, sono state dedotte da dati disponibili in letteratura. Lo stesso è stato fatto per i valori dei coefficienti di attrito all'interfaccia [4].

Va precisato, infine, che l'impianto considerato è solo uno dei tanti impianti disponibili attualmente in commercio, ciascuno dei quali conformato in maniera tale da ottimizzare alcuni aspetti del proprio comportamento meccanico [5 – 7].

Le analisi svolte andrebbero parallelamente affiancate da uno studio delle distribuzioni tensionali nella mandibola [8], con particolare riguardo all'articolazione temporo-mandibolare (che risulta essere una delle zone più critiche a valle degli interventi dentari) [9, 10], al fine di definire con maggior precisione le condizioni al contorno da adottare.

Inoltre, nell'ottica di un'investigazione più completa degli aspetti strutturali emersi, il tutto andrebbe esteso fino alla considerazione delle azioni mutue tra l'impianto ed i denti adiacenti [11] ed all'analisi delle caratteristiche micromeccaniche del tessuto all'interfaccia [12].

CARATTERISTICHE DEI MODELLI NUMERICI

Le dimensioni dell'impianto tipo Branemark analizzato sono illustrate in Figura 1.

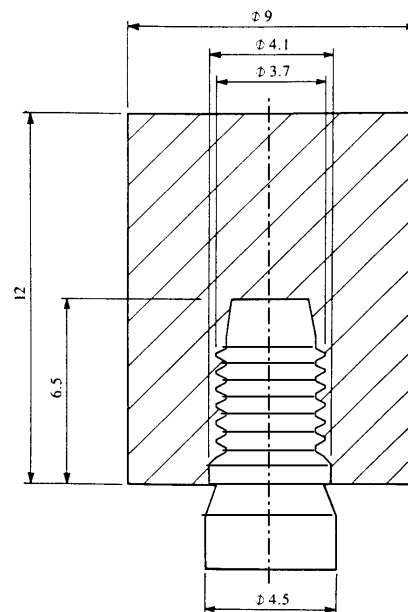


Figura 1: Geometria dell'impianto Branemark a vite considerato

Il materiale considerato per la modellazione è il titanio, il cui modulo di elasticità è stato assunto pari ad $E_i=120$ GPa. La parte filettata dell'impianto è stata approssimata simmetrica rispetto all'asse longitudinale. La parte di modello riguardante l'osso è stata scelta sufficientemente ampia in modo da evitare eventuali disturbi della zona vincolata sulle aree di interesse. Le proprietà meccaniche considerate per tale area sono: $E_o=16$ GPa, $\nu_o=0.3$.

Come condizione vincolare è stata considerata una situazione di incastro perfetto lungo tutta la superficie (linea in condizioni di assialsimmetria) perimetrale dell'area rappresentante l'osso. Come condizione di carico invece è stata applicata una pressione specifica agente sulla superficie inferiore dell'impianto in direzione assiale per il carico verticale e una distribuzione di forze concentrate (con risultante applicata a metà altezza della testa cilindrica della vite) normali all'asse per il carico orizzontale. I valori delle forze risultanti considerati sono pari a 100 N per la prima condizione e a 75N per la seconda.

I modelli 2D assialsimmetrici adottati per le analisi con carico verticale (Figure 2a e 2b), realizzati in ANSYS con elementi ad otto nodi assialsimmetrici (SOLID 82) e nel BEASY con elementi quadratici, sono stati discretizzati con 4301 nodi e 1370 elementi per il FEM e con 86 elementi per il BEM.

Per quanto concerne i modelli realizzati con elementi di contatto all'interfaccia impianto-osso, sia con il FEM che con il BEM sono stati considerati elementi GAP normali alle superfici di interfaccia (CONTACT12 della biblioteca ANSYS), con rigidzze unidirezionali, nel caso FEM, di valore assegnato pari ad alcuni ordini di grandezza superiore a quello delle altre rigidzze in gioco; tali elementi permettono anche la modellazione di condizioni di attrito tra le superfici a contatto, con coefficienti imposti.

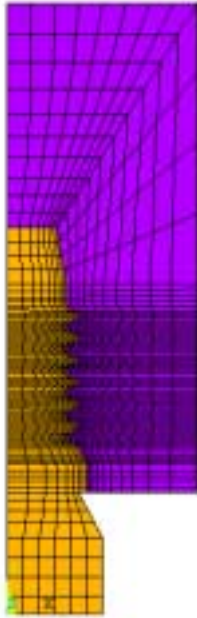


Figura 2a: Modello numerico FEM 2D.

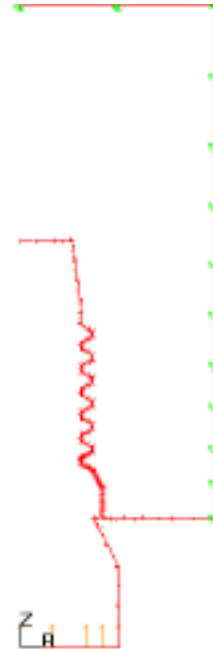


Figura 2b: Modello numerico BEM 2D.

Infine i modelli 3D realizzati in ANSYS con elementi brick a 20 nodi (SOLID 95) e nel BEM con una mesh mista di elementi lineari (a quattro nodi), quadratici (a nove nodi) e “ridotti quadratici” (a otto nodi), contano rispettivamente 103373 nodi e 24660 elementi per il modello FEM e 1000 elementi per il modello BEM.

Va da sé che, operando con il FEM, il modello 3D comincia a divenire poco gestibile se si vuole ottenere una certa accuratezza della soluzione o se eventualmente si volesse passare a modellazioni di porzioni di mandibola più ampie; tale limite nella fase di pre e post-processamento è però compensato da una rapida fase di soluzione con tempi di calcolo di gran lunga inferiori a quelli del BEM.

ANALISI DEI RISULTATI

Relativamente al caso con carico assiale è stata innanzitutto riprodotta la soluzione riportata in [1] per lo stesso tipo di impianto, procedendo poi con ulteriori analisi di convergenza della mesh, ritenute necessarie dato che la stessa analisi svolta con il BEM ha subito messo in luce concentrazioni di tensioni all'interfaccia osso-impianto che hanno richiesto forti infittimenti del modello FEM in tale area affinché essi potessero essere rilevati.

Nelle Figure 3a, 3b, 4a e 4b che seguono sono riportate le distribuzioni di tensione equivalente di Von Mises riferite all'osso, calcolate rispettivamente con il FEM e con il BEM; esse sono relative al caso di impianto con parte inferiore raccordata (0.15 mm per l'area raccordata immediatamente al di sotto del primo filetto e 0.3 mm per il raccordo ancora più in basso), ovviamente più prossimo alla configurazione reale rispetto al caso con spigolo vivo

utilizzato solo come applicazione per la messa a punto del modello, disponendo come già detto di risultati dalla letteratura [1].

Da tali figure si evince come la distribuzione tensionale all'interfaccia, per prerogative implicite del metodo BEM, sia con esso meglio individuata, anche se spingendosi con il FEM su valori ancora più fitti della discretizzazione (raddoppiando il numero dei nodi ed elementi della mesh precedente) ci si avvia a convergere verso tali valori.

Con l'introduzione degli elementi di contatto all'interfaccia sullo stesso modello, in assenza di attrito tra le parti, situazione come già detto rappresentativa del primo periodo di attecchimento dell'impianto, la distribuzione della tensione equivalente di Von Mises (Figure 5 e 6 rispettivamente con il BEM e con il FEM) varia sensibilmente, con un notevole incremento dei valori massimi.

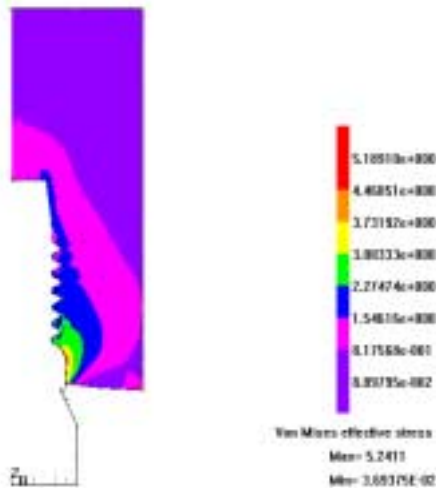


Figura 3a: Tensione equivalente di Von Mises sull'osso (carico assiale, BEM).

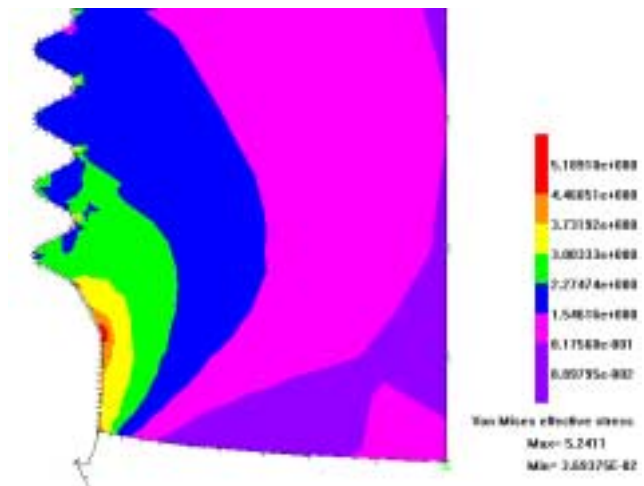


Figura 3b: Dettaglio della distribuzione della tensione equivalente di Von Mises.

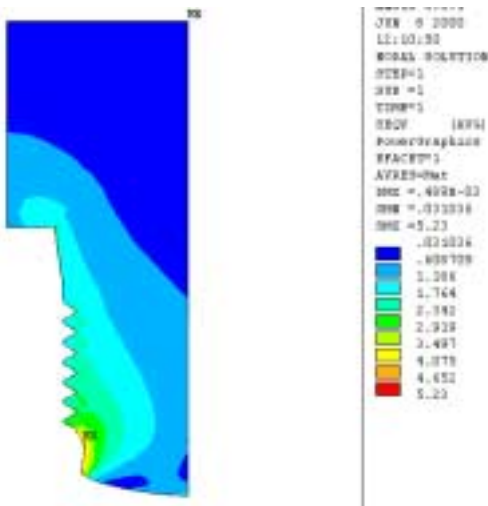


Figura 4a: Tensione equivalente di Von Mises sull'osso (carico assiale, FEM).

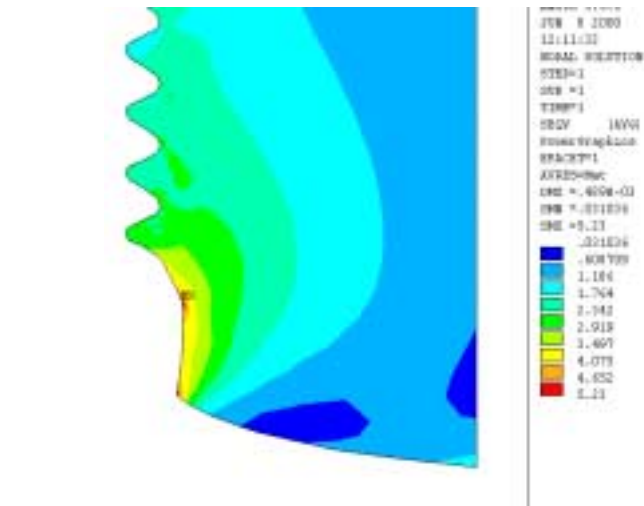


Figura 4b: : Dettaglio della distribuzione della tensione equivalente di Von Mises.

Come per il caso precedente, i valori ottenuti con il BEM risultano in prossimità dell'interfaccia dotati di una maggiore accuratezza, considerando anche che l'uso del FEM ha comportato la necessità di utilizzare un modello con densità di mesh doppia rispetto a

quella utilizzata precedentemente, senza peraltro ottenere risultati soddisfacenti pur se con una tendenza alla convergenza verso quelli del BEM.

Per le analisi con attrito all'interfaccia si è proceduto con un valore tipico del coefficiente di attrito pari a $\nu = 0.42$ [4], ottenendo con il BEM i risultati riportati in Figura 7, dove è possibile osservare che i picchi di tensione sono attenuati in proporzione all'entità del coefficiente d'attrito.

Sono state quindi riportate nelle Figure 8 e 9 le distribuzioni di tensione equivalente di Von Mises ottenute mediante analisi dei modelli 3D rispettivamente BEM e FEM con carico assiale, al fine di convalidarle con i risultati ottenuti dal modello assialsimmetrico; quindi si è passati ad analisi con carico laterale (Figure 10 e 11) sugli stessi modelli, ottenendo risultati soddisfacenti, confrontati anche con quelli riportati in [1], per entrambi i metodi.

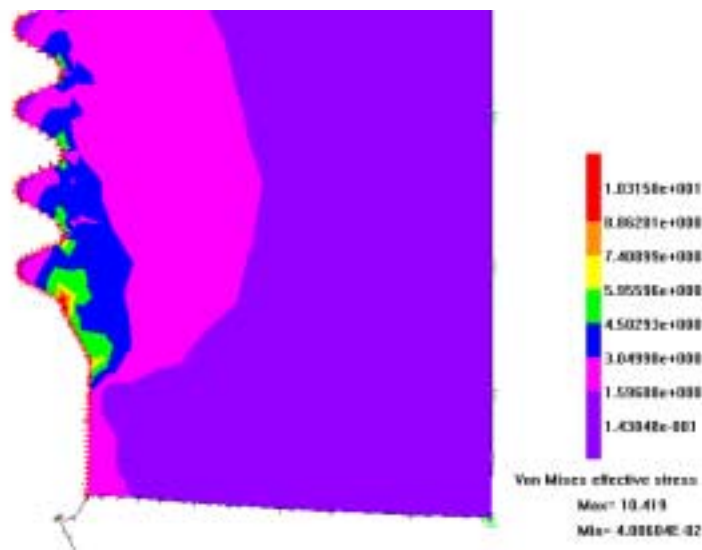


Figura 5: Tensione equivalente di Von Mises (carico assiale BEM) con elementi di contatto all'interfaccia impianto osso.

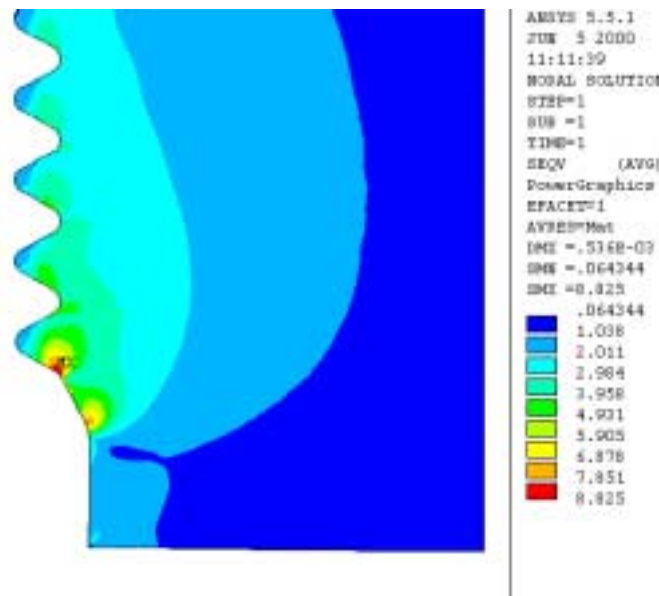


Figura 6: Tensione equivalente di Von Mises (carico assiale FEM) con elementi di contatto all'interfaccia impianto osso.

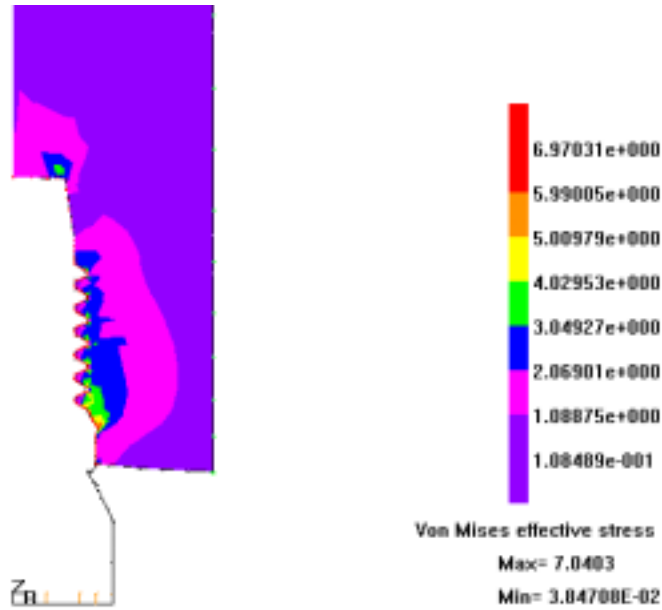


Figura 7: Tensione equivalente di Von Mises (carico assiale BEM) con elementi di contatto all'interfaccia impianto osso in presenza di attrito con coefficiente $\nu = 0.42$.

Per le analisi con carico laterale si è proceduto con la messa a punto dei modelli 3D. Va detto in proposito che, come riportato in [1], esiste in ambito FEM la possibilità di analizzare situazioni di carico laterale mediante elementi assialsimmetrici armonici (SOLID 83 della biblioteca ANSYS) con scomposizione dei carichi in serie di Fourier [13], procedura ovviamente limitata ai casi a geometria assialsimmetrica e quindi non estendibile ad analisi in cui ad esempio si intenda indagare su porzioni più ampie di mandibola.

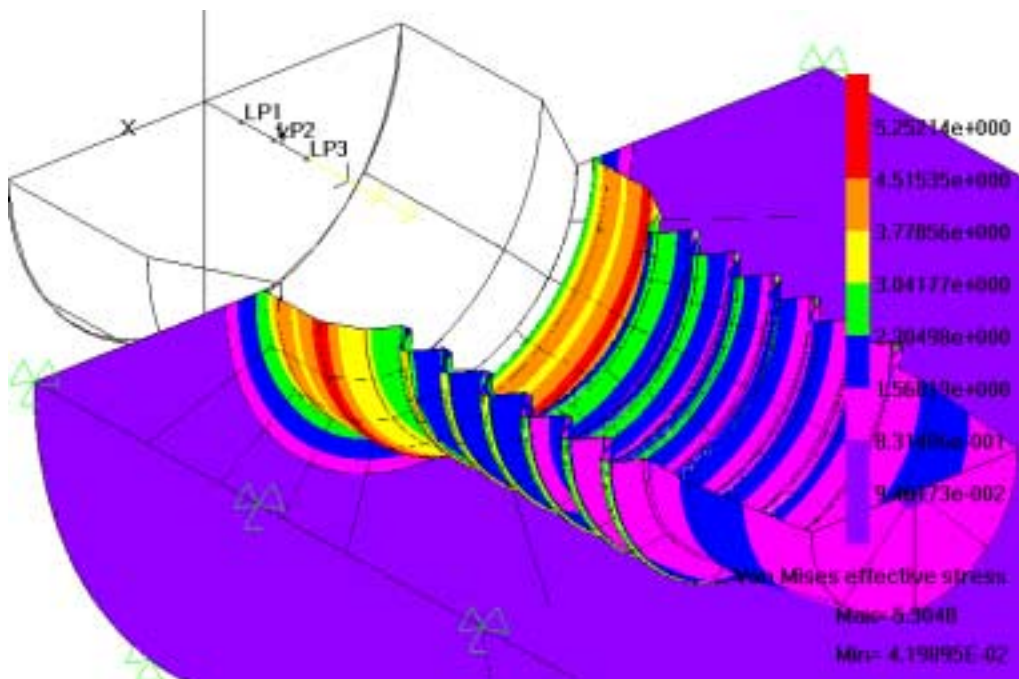


Figura 8: Tensione equivalente di Von Mises su modello 3D BEM con carico assiale.

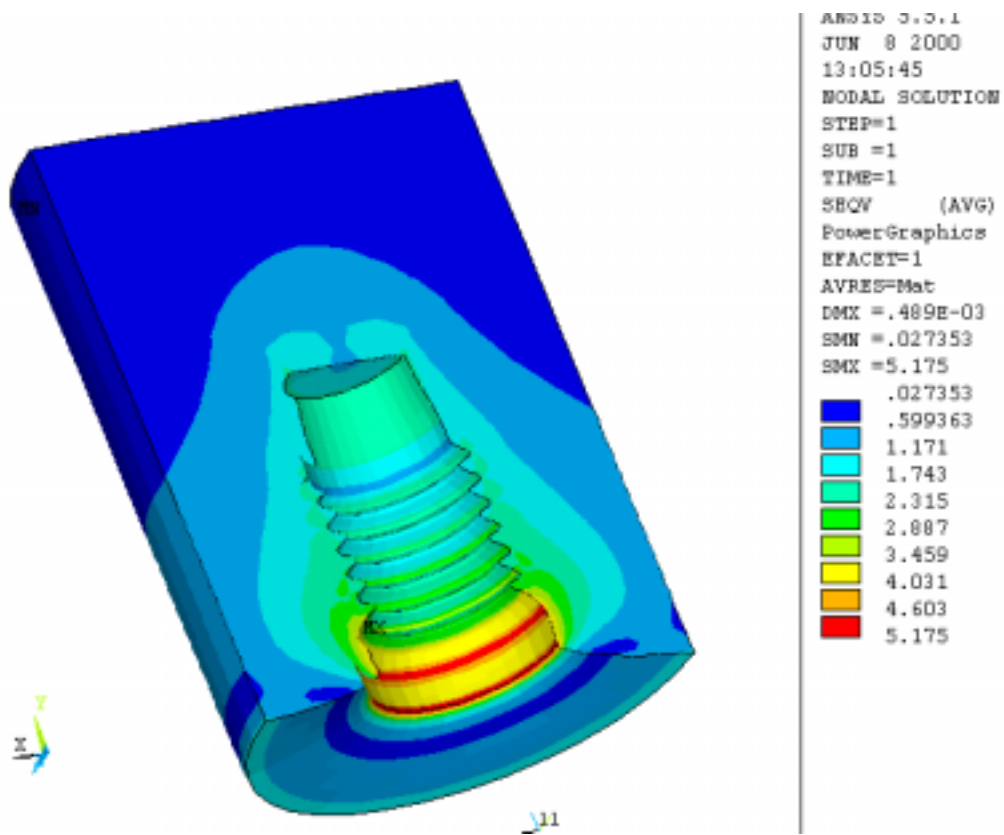


Figura 9: Tensione equivalente di Von Mises su modello 3D FEM con carico assiale.

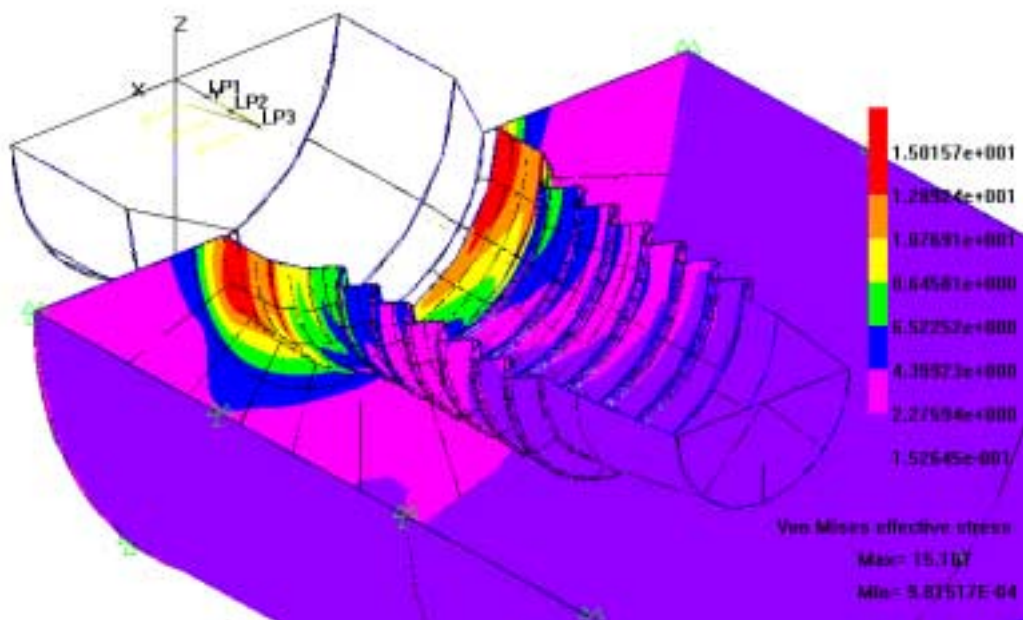


Figura 10: Tensione equivalente di Von Mises su modello 3D BEM con carico laterale.

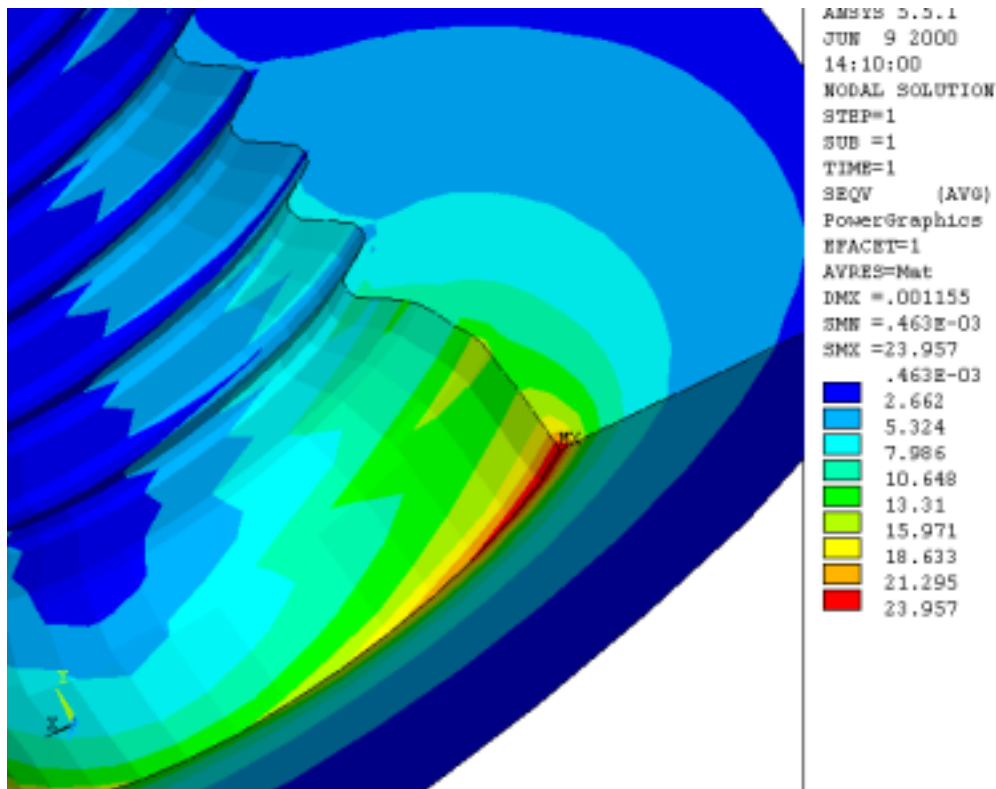


Figura 11: Tensione equivalente di Von Mises su modello 3D FEM con carico laterale.

I risultati riportati, relativi ai modelli 3D, sono in buon accordo con quelli ottenuti con i modelli assialsimmetrici nel caso di carico assiale, per entrambi i metodi; passando al caso con carico laterale, entrambi i metodi forniscono risultati sufficientemente congruenti tra loro, anche se con il FEM sono state valutate delle concentrazioni più intense in prossimità della superficie inferiore dell'osso, che si estinguono però rapidamente in un'area molto limitata.

CONCLUSIONI

Le analisi eseguite, di cui sono stati riportati nei paragrafi precedenti alcuni dei risultati ottenuti, hanno ben messo in risalto limiti e peculiarità sia del FEM che del BEM, mettendoli a confronto su un ampio spettro di approcci numerici al problema.

Oltre ad aver definito con sufficiente accuratezza le caratteristiche progettuali principali di un impianto dentario endosseo del tipo di quello considerato, il lavoro ha inteso rivelare quanto l'approccio di tali problematiche con il BEM possa risultare conveniente specie quando il tentativo ultimo è quello della massima generalizzazione di forma del modello.

Infatti è nella fase di pre-processamento che il BEM esprime maggiormente le sue potenzialità, nel momento in cui si intende procedere all'affinamento di modelli successivi allo scopo di ottimizzare la forma dell'impianto stesso in funzione delle sue caratteristiche di resistenza a lungo termine e della particolare morfologia mandibolare del paziente.

BIBLIOGRAFIA

- [1] 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 Instn Mech Engrs, Vol 206, 1992.

- [2] D. Siegele, U. Soltész, H. Scheicher, Dental implants inserts – A possibility to improve the stress distribution in the jaw, Fraunhofer – Institute fur Werkstoffmechanik, Freiburg, F.R.G., 1985.
- [3] D. Siegele, U. Soltész, Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone, The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 4:333-340, 1989.
- [4] A. Shirazi-Adl, M. Dammak, G. Paiement, Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants, J. Biomed. Mater. Res., 27:167-175, 1993.
- [5] 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 Branemark type implant, Proc Instn Mech Engrs, Vol 207, 1993.
- [6] S. E. Clift, J. Fisher, B. N. Edwards, Comparative analysis of bone stresses and strains in the Intoss dental implant with and without a flexible internal post, Proc Instn Mech Engrs, Vol 207, 1995.
- [7] Y. Matsushita, M. Kitoh, K. Mizuta, H. Ikeda, T. Suetsugu, Two-dimensional FEM analysis of hidroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution, Journal of oral implantology, Vol. XVI, 1990.
- [8] H.J.A. Meijer, F.J.M. Starmans, F. Bosman, W.H.A. Steen, A comparison of three finite element models of an edentulus mandible provided with implants, Journal of oral rehabilitation, Vol. 20, pages 147-157, 1993.
- [9] N. Paydar, H. U. Akay, C. L. Poyraz, W. E. Roberts, Finite element model of a human mandible for investigating joint reactions and bone stresses during mastication, Advances in Bioengineering, ASME 1991.
- [10] JW DeVocht, VK Goel, DL Zeitler, D Lew, EA Hoffman, Developmnt of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint, www.nlm.nih.gov/research/visible/vhp-conf/devotch/vhppaper.htm, 1999.
- [11] L. A. Weinberg, The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 8:19-31, 1993.
- [12] C. Ko Ching, D. H. Kohn, S. J. Hollister, Micromechanics of Implant / Tissue Interfaces, Journal of Implantology, Vol. XVIII, 1992.
- [13] Ansys on line Manual, Ver. 5.5, 1999.