

Analisi dello sforzo meccanico all'interfaccia osso corticale-stelo protesico nella protesi d'anca mediante il metodo degli elementi finiti

Stress analysis at the cortical bone-T alloy stem interface in the total hip prosthesis by finite element method

U. Andreaus
M. Colloca

RIASSUNTO

Background. L'anca è, fra le articolazioni, quella che sopporta i carichi maggiori e che quindi più facilmente va incontro a cedimenti meccanici. Tali carichi inoltre sono ciclici e pertanto, mentre nelle strutture ossee possono indurre risposte favorevoli da parte del rimodellamento osseo, nelle protesi impiantate producono fenomeni di fatica.

Obiettivi. Si vuole analizzare dal punto di vista strutturale l'impianto di una protesi d'anca non cementata, mettendone in risalto i criteri di progettazione e affrontando la soluzione del problema per via numerica.

Metodi. L'indagine si è avvalsa del metodo degli elementi finiti e si è concentrata sulla simulazione numerica del comportamento meccanico dell'interfaccia osso corticale-stelo protesico, ipotizzando il raggiungimento della perfetta osteointegrazione. Il ricorso al metodo degli elementi finiti è giustificato dal fatto che le strategie analitiche o sperimentali non sempre sembrano facilmente percorribili nella trattazione di problemi complicati come l'analisi strutturale di una protesi impiantata.

Risultati. Sono stati ottenuti la distribuzione degli sforzi tangenziali, di Mises, e principali nelle due situazioni di deformazione piana e di assial-simmetria sia nel caso di una lamina radiale sottile sia nel caso dell'intero sistema strutturale.

Conclusioni. I risultati numerici nelle due situazioni prima citate sono molto vicini e rispecchiano le note conoscenze sperimentali.

Parole chiave: protesi d'anca non cementata, metodo degli elementi finiti, analisi dello sforzo, concentrazione degli sforzi, verifica di resistenza

SUMMARY

Background. Among skeletal joints, the hip bears the largest loads and it is likely to encounter mechanical risks. Such loads are cyclic and, while in the bone tissue they can induce favourable responses from the bone remodeling, in the hip implantable prostheses they produce fatigue damage.

Objective. The aim of this study is to analyze stress and strain of an uncemented hip prosthesis by a numerical simulation.

Methods. Under the hypothesis of perfect osteointegration, finite element model focuses on the analysis of the mechanical behaviour of the cortical bone-titanium stem interface.

Dipartimento di Ingegneria
Strutturale e Geotecnica,
Università "La Sapienza"
di Roma

Indirizzo per la corrispondenza:
Ugo Andreaus, Dipartimento di
Ingegneria Strutturale e
Geotecnica, via Eudossiana 18,
00184 Roma, Italy
Tel. +39 06 44585297
E-mail:
ugo.andreaus@uniroma1.it

*Accettato il 30 giugno 2006
Ricevuto il 19 ottobre 2006*

Results. Distribution of the shear, von Mises, first and third principal stresses are described in the two situations of plane strain (considering a thin radial lamina) and axial symmetry stress-strain (considering the whole structural system).

Conclusions. Numerical results in the above mentioned two situations are very similar and they exhibit a good agreement with the experimental knowledges.

Key words: uncemented total hip prosthesis, finite element method, stress analysis, concentrated stress, failure analysis

INTRODUZIONE

Le endoprotesi ortopediche o protesi articolari sono dei sistemi impiantabili permanentemente all'interno del corpo umano in diretto contatto con i tessuti dell'organismo ospite e hanno il compito di sostituire in parte o totalmente un'articolazione che non funziona più in modo adeguato¹, alleviando sensibilmente il dolore e migliorando le capacità fisiche e motorie del paziente. Nel caso in esame l'articolazione coxofemorale è sostituita da una articolazione artificiale composta da una parte acetabolare (*cotile*), che viene applicata al bacino e che si articola tramite la *testina* con una componente femorale (*stelo*), fissata al canale femorale. Testina e cotile realizzano un accoppiamento sferico.

Nei criteri di progettazione di una protesi articolare occorre considerare oltre ai movimenti possibili, propri

dell'articolazione naturale, anche le sollecitazioni meccaniche trasmesse. I carichi sono estremamente elevati sia per quanto riguarda le sollecitazioni di presso-flessione che si generano nelle ossa (per esempio nel collo del femore), sia per quanto riguarda la pressione e le conseguenti deformazioni e forze di attrito trasmesse fra le superfici articolari². Tali carichi inoltre sono ciclici e pertanto, mentre nelle strutture ossee possono indurre risposte favorevoli da parte del rimodellamento osseo³, nelle protesi producono fenomeni di fatica.

L'ancoraggio delle protesi non cementate all'osso è dovuto al semplice incastro meccanico (*press fit*) fra lo stelo femorale ed il canale praticato nel femore. Il principale obiettivo di queste protesi è l'*osteointegrazione*⁴, ovvero il contatto diretto fra la protesi e l'osso, senza tessuto connettivo interposto. Tale contatto diretto deve essere meccanicamente stabile nel senso che la trasmissione delle forze all'interfaccia non deve generare movimenti relativi fra la protesi e l'osso.

Minore è la superficie di contatto, maggiori sono gli sforzi locali che possono in alcune zone danneggiare l'osso⁵. Non solo, ma dove non si ha contatto non vengono trasmesse sollecitazioni e molto probabile è il riassorbimento osseo. Quest'ultimo fenomeno è favorito da un altro meccanismo altrettanto dannoso: lo *stress shielding*. Una protesi non cementata scarica le forze provenienti dal bacino nella sua zona distale e in tal modo il segmento prossimale del femore risulta poco sollecitato andando incontro a riassorbimento e quindi a demineralizzazione dell'osso. Questo significa perdita della stabilità meccanica⁶. Lo *stress shielding* è esaltato anche dalla maggiore

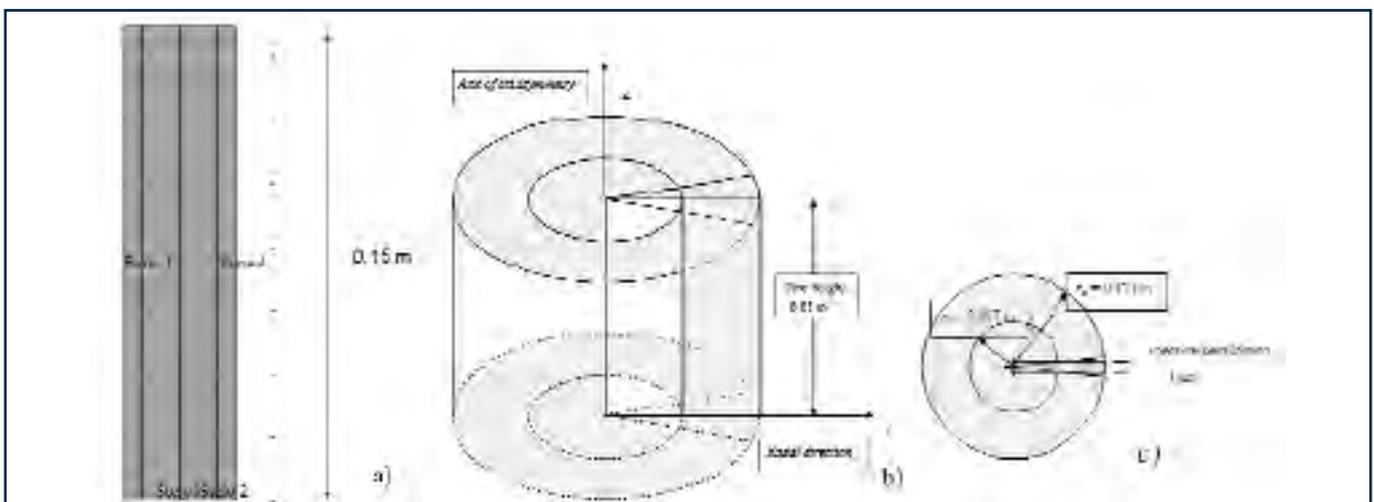


Fig. 1. Modellizzazione dell'impianto osso-corticale della diafisi femorale-stelo non cementato (a), mediante due cilindri concentrici (b) e relativa sezione trasversale (c).

rigidità dello stelo femorale rispetto all'osso che lo ospita. La protesi così sopporta i carichi, mentre l'osso risulta scarico e tende ad atrofizzarsi provocando la mobilitazione della protesi⁷.

Utilizzando il codice di calcolo FEMLAB 3.1⁸, la protesi impiantata nella diafisi femorale è stata modellizzata attraverso due cilindri concentrici (Fig. 1a). Lo studio computazionale si è concentrato sulla simulazione dell'interfaccia osso corticale-stelo protesico, ipotizzando il raggiungimento della perfetta osteointegrazione. In un primo momento l'indagine ha riguardato l'analisi di sforzi e deformazioni⁹ in una semilamina, alta 1 cm, larga 1,3 cm e spessa 1 µm (Fig. 1b, c); successivamente la sezione ha rispecchiato le dimensioni reali dello stelo protesico impiantato nella diafisi femorale (Fig. 1a). La simulazione è stata condotta sia nello stato di deformazione piana sia in condizioni di assial simmetria, adoperando la stessa geometria del modello ma variando opportunamente le dimensioni.

MATERIALI E METODI

Le Tabelle I e II riportano le principali caratteristiche meccaniche rispettivamente dell'osso corticale, del titanio e delle sue leghe¹⁰. Nelle analisi numeriche sono stati assunti i seguenti valori del modulo di Young E e del rapporto di Poisson ν : $E_{osso} = 17$ GPa, $E_{stelo} = 110$ GPa, $\nu_{osso} = 0,4$, $\nu_{stelo} = 0,36$.

Le analisi al computer attraverso le tecniche FEM (*Finite Element Method*)¹¹ rappresentano uno strumento di grandissimo rilievo nello studio delle caratteristiche meccaniche (sforzi e deformazioni) dei tessuti anatomici e, in particolare, dei segmenti scheletrici sottoposti a carico, grazie all'uso del computer con il quale si ottengono soluzioni numeriche approssimate di problemi complicati.

Una tale analisi numerica è caratterizzata da una prima fase di *modellizzazione* delle forme del segmento osseo grazie a tecniche di acquisizione tradizionali (acquisizione di scansioni TAC, graficizzazione dei profili bidimensionali su piano e successiva ricostruzione tridimensionale grazie a software appropriati) oppure più sofisticate (acquisizione diretta del profi-

Tab. I. Proprietà meccaniche, modalità e direzioni di carico per osso compatto di femore umano⁶.

Modalità di carico	Resistenza ultima
Longitudinale	
Trazione	133 MPa
Compressione	193 MPa
Taglio	68 MPa
Trasversale	
Trazione	51 MPa
Compressione	133 MPa
Modulo elastico	
longitudinale	17,0 GPa
trasversale	11,5 GPa
Modulo di Taglio	3,3 GPa

lo periferico del segmento scheletrico grazie a tecniche di scansione a laser). La fase successiva prevede invece la *discretizzazione* del modello agli elementi finiti e la successiva analisi degli stati tensionali.

Inizialmente l'interfaccia osso corticale-stelo protesico è stata modellizzata attraverso una semilamina sottile estratta dalla sezione trasversale della diafisi femorale, di spessore pari a 1 µm, alta 1 cm e larga 1,3 cm (Fig. 1c) e l'analisi è stata condotta nello stato di deformazione piana. L'analisi è stata ripetuta in condizioni di assial simmetria, sostituendo alla semilamina due cilindri concentrici (Fig. 1b). Si è constatato che i risultati sono appros-

Tab. II. Proprietà meccaniche del titanio e delle sue leghe per impianti (t = temprato, f = forgiato)⁷.

Materiale	Titanio puro	Leghe di Titanio	
Proprietà	F67	F136	Ti5Al2.5Fe
Densità di massa [g/cm ³]	4.5		
Modulo di Young [GPa]	100	105	~ 193
Sforzo per 0,2% di deformazione plastica [MPa]	485	795	818 t 900 f, t
Sforzo a rottura [MPa]	550	860	963 t 985 f, t
Allungamento a rottura [%]	15	10	36 t 33 f, t

simativamente coincidenti per entrambi i casi. Si è passati poi a studiare la distribuzione degli sforzi nella sezione dell'interfaccia osso corticale-stelo protesico che rispecchia le reali dimensioni della diafisi femorale di un uomo di altezza e peso medi. L'analisi è stata effettuata nuovamente in condizioni di assial simmetria e successivamente nello stato di deformazione piana considerando una lamina sottile, ancora spessa 1 μm, ora alta 15 cm e larga 3,0 cm (Fig. 1a). L'ipotesi, sottostante ai vari casi, è che ci sia completa osteointegrazione tra protesi e osso e quindi perfetta aderenza all'interfaccia.

Primo modello a deformazione piana

Il carico applicato allo stelo in lega di titanio è di compressione (Fig. 2a), ed è dovuto al peso del corpo durante l'appoggio monopodalico, $F_y = -6.5 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2}$. Il carico applicato all'interfaccia, invece, è lo sforzo iniziale dovuto al *press-fit*, $F_x = -6.5 \cdot 10^5 \frac{N}{m^2}$. L'osso corticale è stato vincolato nella direzione *y* e lo stelo nella direzione *x*.

Primo modello assial-simmetrico

La simulazione in condizioni di assial simmetria viene effettuata nelle stesse condizioni, di vincolo e di carico, della simulazione nel caso di deformazione piana. Il carico applicato allo stelo in lega di titanio, corrispondente alla situazione di Figura 1b, è di compressione ed è dovuto al peso del corpo durante l'appoggio monopodalico, $F_z = -6.5 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2}$. Il carico applicato all'interfaccia, invece, è lo sforzo iniziale dovuto al *press-fit*, $F_r = -6.5 \cdot 10^5 \frac{N}{m^2}$. L'osso corticale è stato vincolato nella direzione *z*, e lo stelo nella direzione *r* (Fig. 2a).

Secondo modello assial-simmetrico

Si studia la distribuzione degli sforzi nella sezione dell'interfaccia osso corticale-stelo protesico che rispecchia le reali dimensioni della diafisi femorale di un uomo di altezza e peso medi. I due cilindri concentrici sono alti 15 cm, (lo stelo ha raggio 1 cm mentre l'osso corticale ha spessore 0,5 cm) (Fig. 1a). Il carico applicato allo stelo in lega di titanio è di compressione ed è dovuto al peso del corpo durante l'appoggio monopodalico, $F_z = -6.5 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2}$. Il carico applicato all'interfaccia, invece, è lo sforzo iniziale

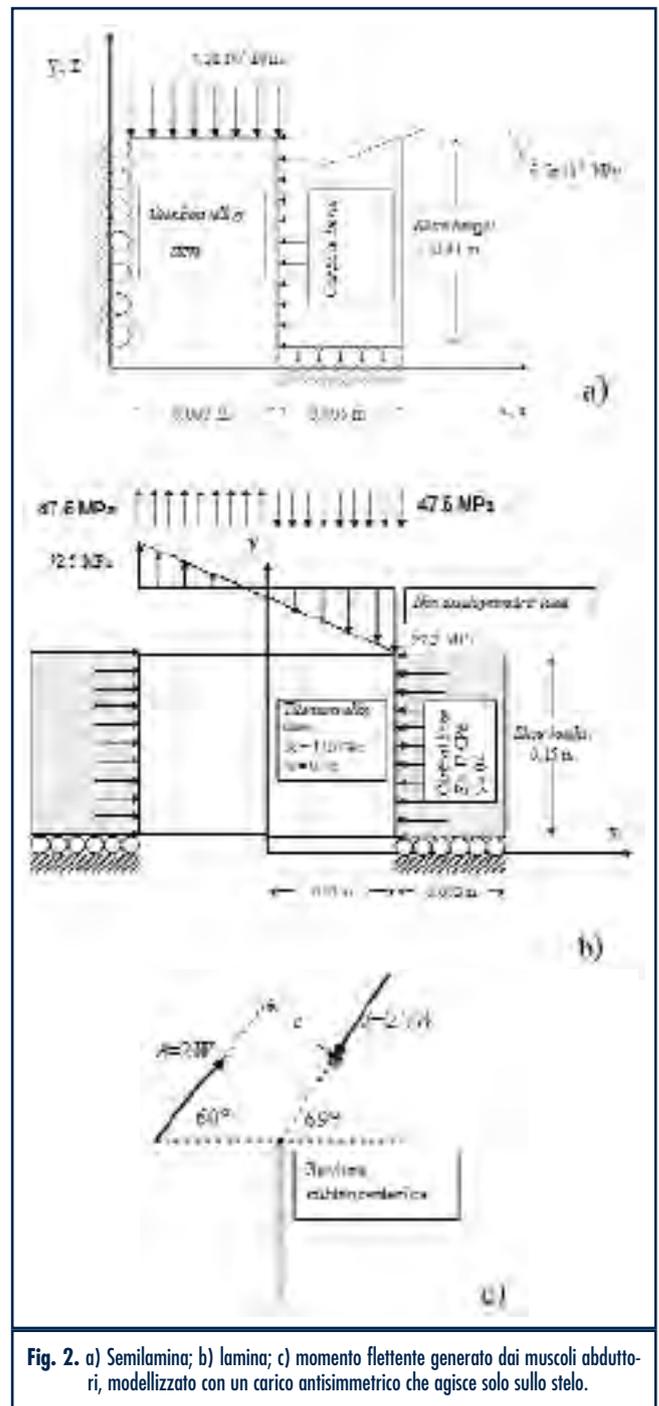


Fig. 2. a) Semilamina; b) lamina; c) momento flettente generato dai muscoli abduttori, modellizzato con un carico antisimmetrico che agisce solo sullo stelo.

dovuto al *press-fit*, $F_r = -6.5 \cdot 10^5 \frac{N}{m^2}$. L'osso corticale è stato vincolato nella direzione *z* e lo stelo nella direzione *r*.

Secondo modello a deformazione piana

Si esamina la distribuzione degli sforzi nella sezione del-

l'interfaccia osso corticale-stelo protesico (Fig. 2b) che, anche in questo caso, rispecchia le reali dimensioni della diafisi femorale di un uomo di altezza e peso medi. La lamina, ancora spessa 1 μm , è alta 15 cm e larga 3,0 cm [2 cm per lo stelo e 1 cm (0,5 + 0,5) per l'osso corticale]. Volendo simulare l'azione del momento flettente ad opera dei muscoli abduttori (Fig. 2c), si suppone che il carico agisca solo sull'intero stelo e sia antisimmetrico. Si è considerata allora nella prima metà dello stelo una forza che agisce nella direzione y verso l'alto $F_y = 47.5 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2}$; nella seconda metà dello stelo una forza che agisce nella direzione y verso il basso $F_y = -47.5 \cdot 10^6 \frac{N}{m^2}$. Nella realtà l'andamento dello sforzo assiale dovuto al momento flettente è lineare con la dimensione dello stelo e dell'osso corticale. Il carico di confinamento che agisce invece all'interfaccia si suppone sia simmetrico e valga $F_x = 6.5 \cdot 10^5 \frac{N}{m^2}$ nella prima metà e $F_x = -6.5 \cdot 10^5 \frac{N}{m^2}$ nella seconda metà (Fig. 2b).

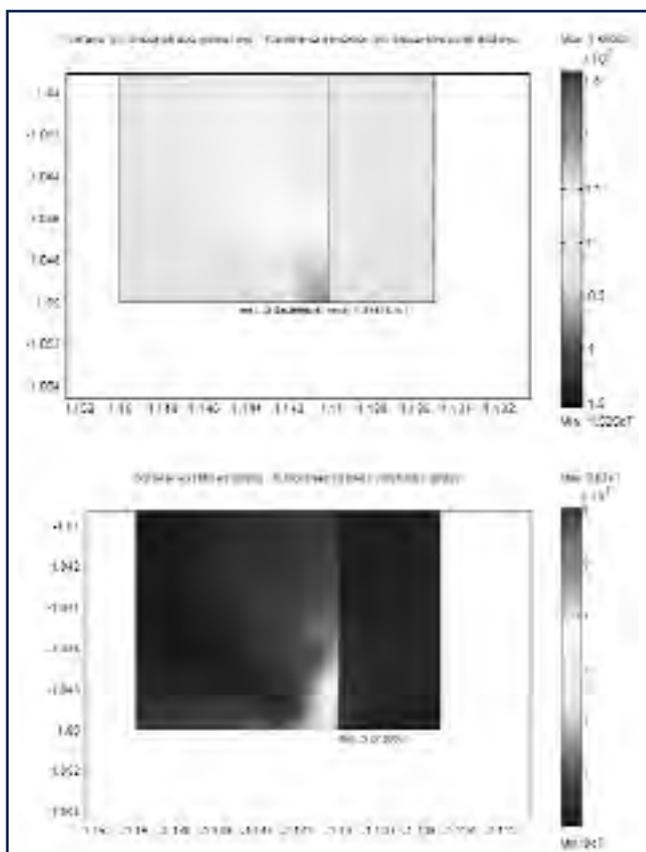


Fig. 3. Distribuzione dello sforzo tangenziale (sopra) e dello sforzo di Mises (sotto).

RISULTATI

La Figura 3 rappresenta la distribuzione degli sforzi tangenziali e di Mises nel primo modello di deformazione piana (Fig. 2a). L'intensificazione degli sforzi si manifesta nella zona inferiore dello stelo, all'interfaccia con l'osso, dove gli sforzi tangenziali e di Mises attingono i valori massimi di 13,4 MPa e 50,7 MPa, rispettivamente. La Figura 4 illustra la distribuzione vettoriale degli sforzi principali massimo di trazione e minimo di compressione. La Figura 5 si riferisce al secondo modello di deformazione piana (Figg. 2b, c). I colori rosso e giallo indicano che la concentrazione degli sforzi, sia tangenziale sia di Mises, si presenta nelle zone inferiori dello stelo, in corrispondenza di entrambe le interfacce con l'osso. In particolare i valori massimi, 50,7 MPa per lo sforzo tangenziale e 129 MPa per lo sforzo di Mises, sono nettamente superiori al caso precedente a causa della situazione di antisimmetria.

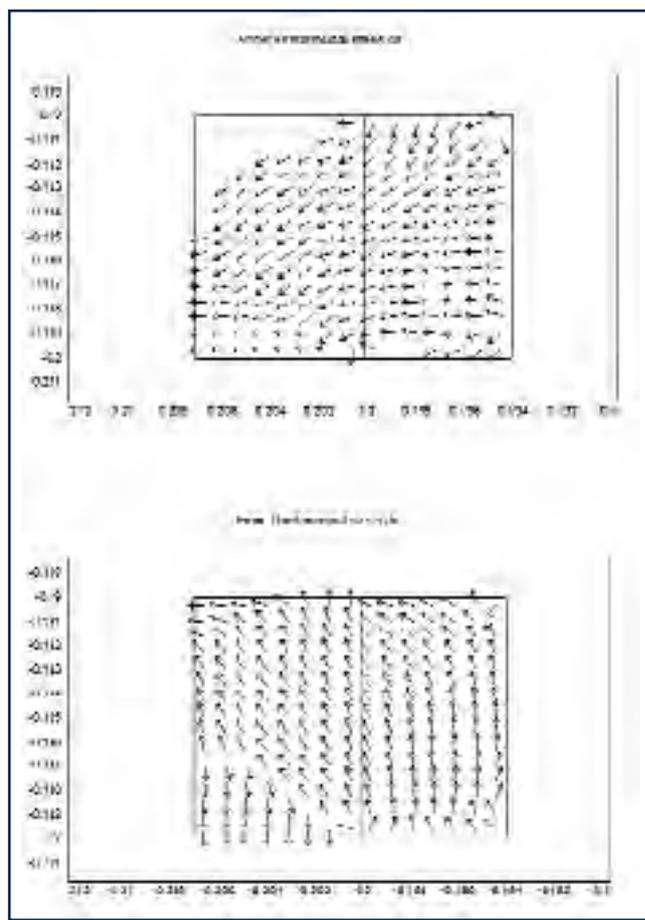
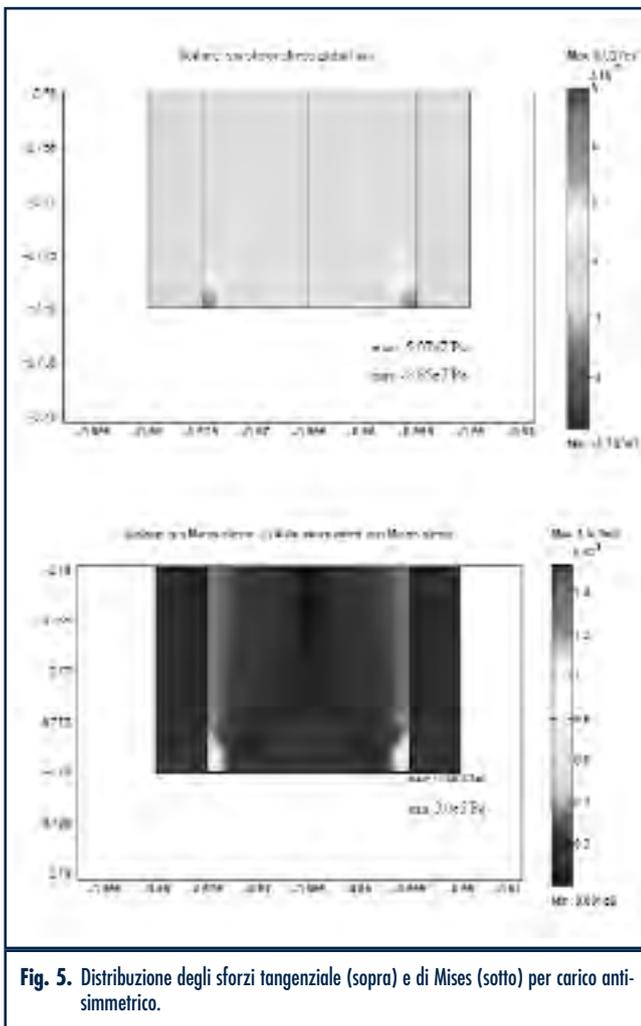


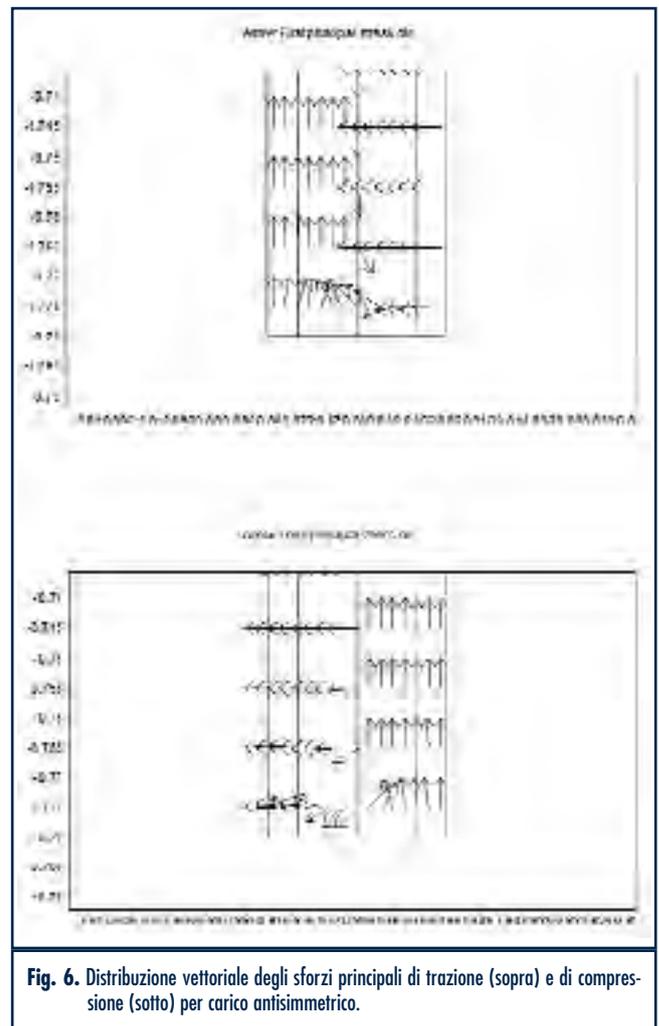
Fig. 4. Distribuzione vettoriale degli sforzi principali di trazione (sopra) e di compressione (sotto).



I campi degli sforzi principali massimo di trazione (sopra) e minimo di compressione (sotto) sono rappresentati con modalità vettoriale in Figura 6.

DISCUSSIONE

In questo studio, si è pervenuti, attraverso l'analisi della distribuzione degli sforzi nella simulazione dell'interfaccia osso corticale-stelo protesico, alla confortante conclusione che i risultati numerici rispecchiano i risultati sperimentali tratti dalla letteratura e giustificano i fenomeni complessi, clinici e biomeccanici, che si manifestano in una protesi impiantata nel femore umano. In particolare la sperimentazione numerica ha evidenziato il fatto che l'intensificazione degli sforzi si manifesta nella zona inferiore dello stelo al contatto con l'osso, determinando così un



trasferimento di carico allo stelo dalle regioni superiori a quelle inferiori con conseguenti fenomeni di riassorbimento e ipotrofizzazione delle porzioni di osso scaricate. Non solo, i risultati numerici estrapolati dall'analisi nello stato di deformazione piana sono approssimativamente coincidenti con quelli estrapolati dall'analisi in condizioni di assial simmetria. Con tale osservazione si è potuto simulare facilmente l'interfaccia osso corticale-stelo protesico di dimensioni reali nello stato di deformazione piana, anche sotto carichi non simmetrici, ottenendo valori di sforzi e deformazioni significativi.

I risultati raggiunti mediante la simulazione numerica incoraggiano a proseguire in futuro l'analisi strutturale del sistema protesi-osso, affrontando, per esempio, un modello tridimensionale di un impianto protesico completo di stelo, testina e cotile. L'accoppiamento sferico di testina e cotile, come anche l'interfaccia cotile-bacino,

richiederà necessariamente l'impiego di modelli di calcolo più sofisticati, basati su elementi finiti di contatto monolatero. Se, inoltre, si vorrà rimuovere l'assunzione di perfetta osteointegrazione, sarà necessario ricorrere ad elementi finiti, atti a simulare il contatto attritivo.

La possibilità di modellizzazione del segmento scheletrico e dell'impianto osso-protesi, così come le possibilità di provare contemporaneamente numerose variabili (forme, materiali, dimensioni ecc.) rappresentano un ausilio attualmente indispensabile nella creazione dei modelli di applicazione e nell'analisi degli stati tensionali per una prima ed indispensabile verifica di quelle caratteristiche e proprietà meccaniche che solo la validazione *in vivo* potrà poi consentire.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Park S-H. *The Biomedical Engineering Handbook. Second Ed.* In: Bronzino JD, ed. *Bone Repair and Joint Implants*. Boca Raton: CRC Press LLC 2000, p. 44.
- ² Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd Ed.* Baltimore: Lippincot Williams & Wilkins 2001.
- ³ Fung YC. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. New York: Springer-Verlag 1990.
- ⁴ Carter DR, Beaupré GS. *Skeletal function and form. Mechanobiology of skeletal development, aging, and regeneration*. Cambridge: Cambridge University Press 2001.
- ⁵ Jebsen KJ. *The Bone Mechanics Handbook. Second Ed.* In: Cowin SC, ed. *Observations of Damage in Bone*. Boca Raton: CRC Press 2001, p. 17.
- ⁶ Ozkaya N, Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics: equilibrium, motion and deformation. 2nd Ed.* New York: Springer-Verlag 1999.
- ⁷ Pietrabissa R. *Biomateriali per protesi e organi artificiali*. Bologna: Patron Editore 2000.
- ⁸ *FEMLAB 3.1 Multiphysics Modeling by COMSOL AB.*
- ⁹ Andreaus U. *Scienza delle costruzioni – meccanica dei solidi 3-D*. Bologna: Società Editrice Esculapio 2005.
- ¹⁰ Carlo Di Bello. *Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico*. Bologna: Patron Editore 2004.
- ¹¹ Zienkiewicz OC, Taylor RL. *The finite element method. Volume 1: the basis. 5th Ed.* Oxford: Butterworth-Heinemann Eds 2000.