

SIMULAZIONE NUMERICA DEL RIMODELLAMENTO OSSEO IN UN SISTEMA BACINO-COTILE

A. Faluci^a, C. Bignardi^b, P.M. Calderale^c

^a *Exemplar srl*

Corso Castelfidardo, 30/A – 10129 Torino, e-mail: agnese.faluci@exemplarsolutions.it

^b *Politecnico di Torino, Dipartimento di Meccanica,*

Corso Duca degli Abruzzi, 24 – 10129 Torino, e-mail: cristina.bignardi@polito.it

^c *Politecnico di Torino, Dipartimento di Meccanica,*

Corso Duca degli Abruzzi, 24 – 10129 Torino, e-mail: calderale@polito.it

Sommario

Un'artroplastica ha lo scopo primario di sollevare il paziente dal dolore e di ripristinare la corretta cinematica di un'articolazione patologica; è noto però che l'inserimento di un componente protesico in un segmento scheletrico determina una sensibile variazione dello stato di deformazione e di tensione nell'osso. E' anche noto che l'osso in risposta a queste variazioni si rimodella cercando di ottimizzare la sua funzione strutturale. Il presente lavoro ha l'obiettivo di effettuare un'analisi personalizzata dell'evoluzione temporale di un sistema bacino-cotile, in conseguenza all'azione del rimodellamento osseo interno ed esterno. La ricerca svolta propone una procedura di analisi videodensitometrica affiancata ad un'analisi della variazione dello spessore dell'osso periprotetico, seguita da una simulazione numerica del rimodellamento osseo basata sulla teoria di Beaupré *et al.*, integrata da relazioni che legano la velocità di rimodellamento alla variazione di densità dell'osso e la densità alle sue caratteristiche strutturali, implementata nel codice commerciale di analisi strutturale agli elementi finiti Abaqus (Dassault Systèmes).

Abstract

An arthroplasty has the first aim to relieve patient of pain and to restore the correct kinematics of a pathological joint; however it is well known that the insertion of a prosthetic component in a skeletal segment determines a sensible variation of the strain-stress state in bone. It is also well known that bone, in reply to these variations, remodels itself trying to optimize its structural function. This work has the aim to make a personalized analysis of the evolution in time of a pelvis-prosthetic cup system, in consequence of the action of internal and external bone remodeling. The research done suggests a videodensitometric analysis procedure flanked to an analysis of the variation of the periprosthetic bone thickness, followed by a numerical simulation of bone remodeling based on Beaupré *et al.*, completed by relations that link bone remodelling rate to bone density variations and bone density to its structural characteristics, implemented in the Finite Element commercial code Abaqus (Dassault Systèmes).

Parole chiave: biomeccanica del sistema bacino-cotile protesico, rimodellamento osseo, analisi FEM personalizzata

1. INTRODUZIONE

L'insieme dei processi che riguardano il continuo rinnovamento del tessuto osseo e l'adattamento dello stesso alla funzione che gli viene richiesto di svolgere prende il nome di rimodellamento osseo. Si tratta di un fenomeno biologico, particolarmente complesso, che dipende da numerosi fattori di varia

natura, genetica, ormonale, metabolica, nutrizionale e meccanica. Che le azioni meccaniche influenzino profondamente l'architettura dell'osso neoformato durante la generazione tessutale sia durante la crescita, ma anche in seguito ad un processo riparativo macroscopico (frattura) o microscopico (danneggiamento a fatica) è evidente e comunemente accettato.

L'inserimento di una protesi articolare in un segmento scheletrico determina sicuramente una modifica [1], rispetto ad una situazione fisiologica, seppur patologica, delle sollecitazioni a cui è soggetto l'osso in termini di tipologia, entità e distribuzione; ciò si traduce in una richiesta funzionale diversa dell'osso, che risponde rimodellandosi sia internamente, modificando cioè la sua densità e l'orientamento trabecolare, sia esternamente modificando la sua geometria.

Distribuzione ed entità del rimodellamento osseo determinano, dal punto di vista biomeccanico, il successo o il fallimento di un intervento di artroplastica. Questo è il motivo per cui da oltre trenta anni da diversi Autori vengono proposte teorie che hanno l'ambizione di descrivere l'adattamento funzionale dell'osso agli stimoli meccanici. E' generalmente accettato che, durante il rimodellamento osseo, l'azione degli osteoclasti e degli osteoblasti sia accoppiata, ma il meccanismo di regolazione che governa la loro azione in seguito agli stimoli meccanici non è pienamente noto, tuttavia sembra che osteociti sensibili agli stimoli meccanici siano in grado di trasdurre variazioni in termini di stimolo meccanico in segnali biochimici che regolano la risposta cellulare [2,3,4,5]. Molte ricerche sono volte a determinare quale sia lo stimolo meccanico che causa una risposta da parte delle cellule meccanosensibili: lo stato di deformazione [6,7], lo stato di tensione [8,9,10], lo scorrimento del fluido nei canalicoli degli osteociti [11,12], il micro danneggiamento [13,14,15,16]. Le principali teorie sul rimodellamento osseo pongono alla base della loro formulazione uno o più di questi aspetti, ricordiamo solo le principali: la teoria di Prendergast *et al.* [14] basata sulla variazione dello stato di deformazione a livello micro strutturale, la teoria di Carter *et al.* [17] basata sul danno cumulativo, la teoria di Taylor [18] basata sul danneggiamento a fatica e sulla propagazione della cricca, la teoria di Mc Namara *et al.* [19] che assumono come stimolo di rimodellamento la variazione dello stato di deformazione unitamente al micro danneggiamento, recentemente applicata allo studio del rimodellamento determinato nel femore da un componente protesico [20] e la teoria di Beaupré *et al.* [21] basata sulla densità dell'energia di deformazione. In questo lavoro si è scelto di applicare quest'ultima teoria, integrata da relazioni che legano la densità alle sue caratteristiche strutturali [22,23,24], per verificare l'applicabilità di una procedura in parte utilizzata con soddisfazione in una precedente ricerca riguardante lo studio di un sistema femore-stelo protesico [25], al sistema bacino-cotile protesico, che in letteratura risulta essere solitamente meno studiato.

2. MATERIALI E METODI

2.1 Analisi videodensitometrica di un *follow-up* radiografico

Follow-up significa letteralmente “proseguimento” e l'analisi anche solo qualitativa di un *follow-up* radiografico relativo ad un intervento protesico ha lo scopo di valutare come prosegue il decorso post-operatorio del sistema osso-impianto. Nell'ambito di questo studio è stata condotta una analisi videodensitometrica di un *follow-up* appartenente ad una paziente maschio di 39 anni a cui è stato inserito uno stelo tipo CLS accoppiato ad un cotile ad espansione (Centerpulse Italy S.p.A.). L'accoppiamento articolare è di tipo metallo-metallo con inserto in UHMWPE. Le radiografie disponibili sono riportate in Figura 1. Lo studio è stato concentrato sull'interfaccia cotile-bacino.

Un'analisi videodensitometrica consiste nell'acquisizione di immagini radiografiche e nell'elaborazione delle stesse tramite l'utilizzo di un *software* dedicato. Il *software* usato in questo studio è Image Pro Plus (Media Cybernetics Inc.), esso permette di valutare quantitativamente, previa opportuna taratura, sia le dimensioni geometriche degli oggetti riportati sulle immagini radiografiche (segmenti ossei e elementi protesici o di sintesi), sia il grado di luminanza dei *pixel* dell'immagine acquisita appartenenti ad un'area di interesse denominata AOI (*Area Of Interest*), calcolandone il valore di grigio medio *Average Gray Value* (AGV), che può essere messo in relazione con la densità ossea [26]. Sia per lo studio dell'evoluzione geometrica dell'interfaccia ossea, sia per lo studio della sua evoluzione densitometrica, entrambe legate al rimodellamento osseo, è stata utilizzata, come base di partenza, la suddivisione dell'area periprotetica suggerita da DeLee *et al.* [27] e per la taratura, sia

geometrica sia densitometrica, è stata seguita la procedura riportata in Calderale *et al.* [28,29].

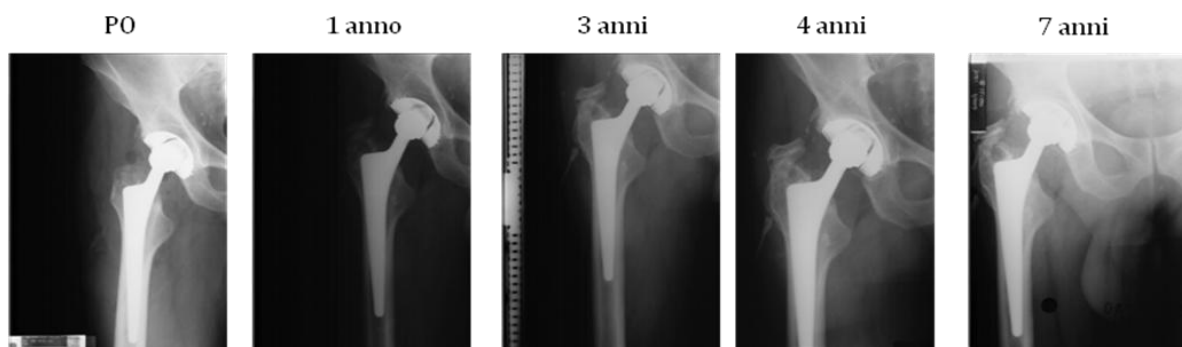


Figura 1 – *Follow-up* di un'artroprotesi d'anca destra

2.2 Analisi numerica

E' stato realizzato un modello agli elementi finiti (FEM) di bacino a partire dalla rielaborazione grafica di una TAC tramite il software Mimics 12.0 (Materialise) e il software SimLab (SimLab Corporation). Il cotile è stato disegnato a partire dalla lastra radiografica corrispondente al post-operatorio. Il modello bacino-cotile è costituito globalmente da 18624 nodi e 67233 elementi tetraedrici a 4 nodi TET4. All'interfaccia cotile protesico-acetabolo è stata definita una condizione di contatto. Come solutore è stato utilizzato il codice Abaqus 6.5 (Dassault Systèmes). Il modello è stato incastrato in corrispondenza della branca discendente del pube e della spina iliaca ed è stato caricato con un sistema di forze che simula l'appoggio monopodale [30] (Tabella 1 e Figura 2).

Le caratteristiche meccaniche dei materiali che costituiscono le diverse parti del modello sono riportate in Tabella 2 .

Tabella 1: Condizioni di carico (asse x in direzione latero-mediale con x positive mediali, asse y in direzione antero-posteriore con y positive posteriori, asse z verticale con z positive verso l'alto)

	Risultante [N]	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
Forza articolare	3000	822	86	2883
Forza muscoli abduuttori	890	-307	0	-845
Forza muscolo ileo psoas	550	65	70	541

Del fenomeno del rimodellamento osseo, inteso come ridefinizione della geometria ossea e variazione della sua densità, si è tenuto conto tramite la scrittura di *routine* nel linguaggio Python e di *subroutine* nel linguaggio Fortran implementate nel codice Abaqus (Dassault Systèmes). La *routine* legge come dati in ingresso i valori di densità dell'energia di deformazione, forniti dal codice Abaqus (Dassault Systèmes), e agisce sulla *mesh* del modello sia modificando la forma degli elementi (rimodellamento esterno), sia variandone le costanti elastiche (rimodellamento interno). La procedura iterativa messa a punto prevede che, al termine di ogni analisi simulante il processo di rimodellamento, il modello con la nuova geometria venga "letto" nuovamente dalla *routine* in Python. In questo modo, se il processo di simulazione numerica del rimodellamento ha determinato un riassorbimento osseo in qualche zona e di conseguenza qualche elemento della *mesh* è stato eliminato (e con esso anche alcuni dei suoi nodi), nell'analisi successiva è possibile fornire alla *routine* di rimodellamento un elenco corretto ed aggiornato dei nodi che sono potenziali sedi di rimodellamento. La *routine* definisce inoltre la direzione di spostamento dei nodi.

L'elemento "osso" realizzato considera entrambi i processi di rimodellamento: esterno ed interno. Per la loro simulazione la teoria di Beaupré *et al.* [21] è stata integrata da relazioni che la densità dell'osso

alle sue caratteristiche strutturali [22,23,24]. La teoria di Beaupré *et al.* [21] si basa sull'assunzione che l'osso si rimodella in risposta ad una storia di carico che si può considerare costituita da N distinti tipi di carico. Ogni tipo di carico è determinato da un certo numero n di cicli giornalieri e dall'intensità della tensione nell'osso. Lo stimolo meccanico Ψ_b , che tiene conto della storia di carico e della tensione nell'osso è espresso come segue:

$$\Psi_b = \left(\frac{\rho_c}{\rho} \right) \left[\sum_{i=1}^N n(\sigma)^m \right] \frac{1}{m} \quad (1)$$

dove ψ_b = stimolo meccanico, ρ_c = densità apparente (massa/volume) dell'osso, ρ = densità dell'osso corticale, N = numero di tipi di carico, n = numero di cicli di carico giornaliero di ogni N-esimo tipo di carico, $\sigma = \sqrt{2EU}$ (E = modulo elastico dell'osso, U = densità dell'energia di deformazione), m = costante empirica.

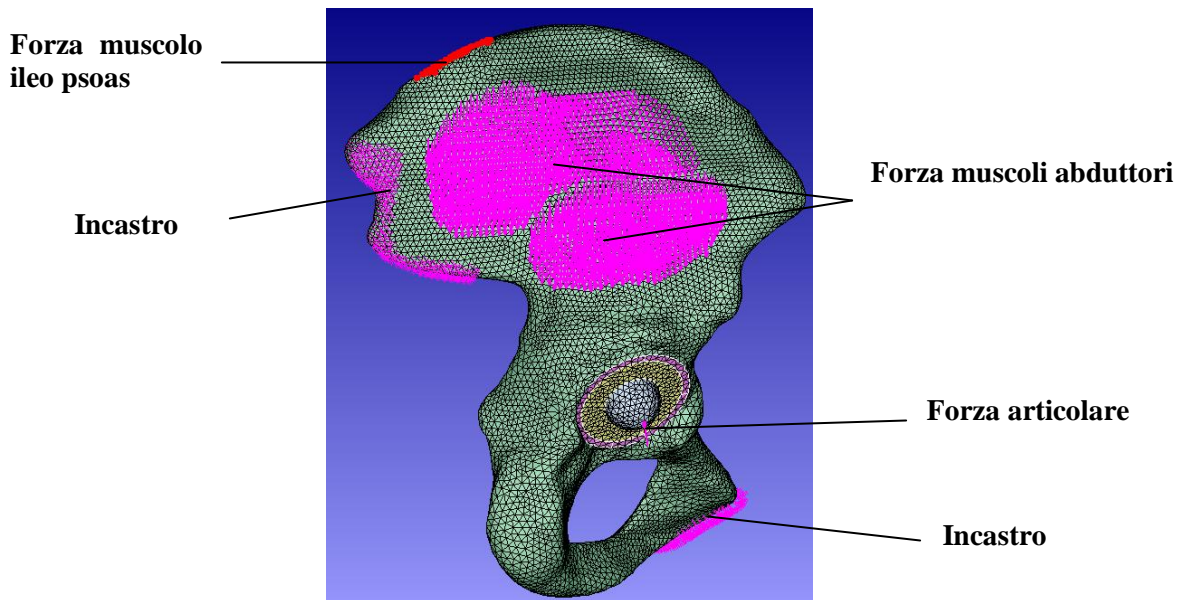


Figura 2: Condizioni al contorno del modello FEM

Tabella 2: Caratteristiche meccaniche dei materiali

	osso	UHMWPE	Lega di titanio	Lega Cr-Co
Modulo di Young [MPa]	15000	1000	100000	200000
Coefficiente di Poisson	0,3	0,3	0,3	0,3

Dallo stimolo meccanico si risale alla velocità di rimodellamento tramite la funzione lineare a tratti riportata in Figura 3.

In sintesi la procedura di rimodellamento prevede:

- definizione dei carichi esterni e di alcuni parametri di partenza, di cui alcuni relativi al *follow-up* in esame;
- calcolo dello stato tensionale che si viene a generare nell'osso in seguito all'applicazione dei carichi;
- definizione dello stimolo meccanico;
- calcolo della nuova geometria dell'osso;
- calcolo della nuova densità dell'osso;
- individuazione delle nuove costanti elastiche.

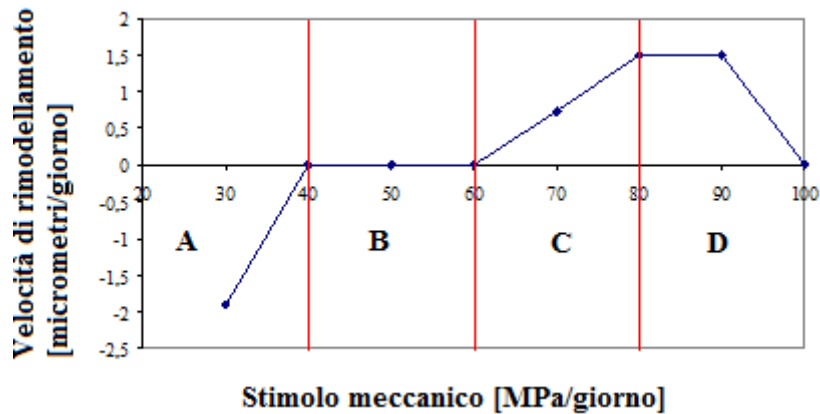


Figura 3: variazione dello stimolo meccanico in funzione della velocità di rimodellamento, A (assorbimento, carichi inferiori a quelli fisiologici), B (zona morta, carichi circa pari a quelli fisiologici), C (deposizione sulla superficie esterna dell'osso, carichi superiori, entro un certo limite, a quelli fisiologici), D (sovraccarico carichi eccessivi che producono riassorbimento osseo)

Per rappresentare i risultati ottenuti, è stato realizzato, con una *routine* scritta in Matlab (The MathWorks Inc.), un "simulatore" di radiografie, che partendo dal modello FEM, è in grado di leggere i valori di densità degli elementi e generare un'immagine simile ad una radiografia in direzione medio-laterale del bacino; in sostanza il simulatore fornisce un'immagine del modello FEM del bacino nella quale ad ogni nodo è associato un valore di densità.

3. RISULTATI

3.1 Risultati dell'analisi videodensitometrica di un *follow-up* radiografico

3.1.1 Studio dell'evoluzione geometrica dell'interfaccia ossea

Lo studio della variazione nel tempo di distanze tra punti di *reper*e ossei e punti appartenenti al cotile protesico, individuate come caratteristiche, quantifica e conferma quanto si rileva qualitativamente ossia, già a partire dal primo anno, il cotile tende a ruotare in senso antiorario e ad affondare leggermente nel bacino (Figura 4).

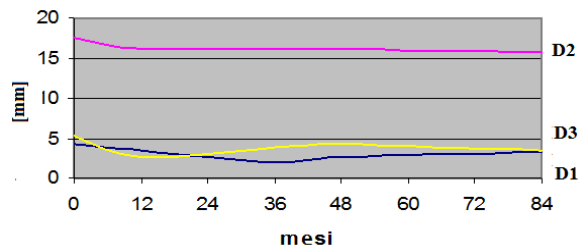
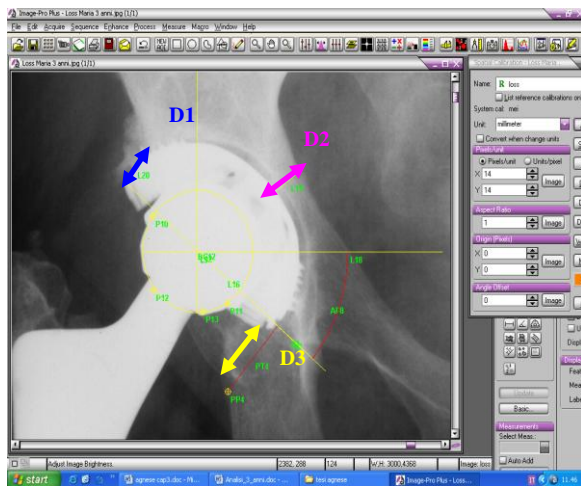


Figura 4: Distanze caratteristiche tra punti di *reper*e ossei e cotile protesico e loro variazione nel tempo

3.1.2 Studio dell'evoluzione densitometrica dell'interfaccia ossea

Lo studio della variazione densitometrica dell'osso periprotetico nel tempo (Figura 5) mette in evidenza un pressoché omogeneo riassorbimento osseo nell'arco del primo anno post-operatorio seguito negli anni successivi da un addensamento più o meno marcato che si stabilizza nel tempo. A questo tipo di evoluzione temporale fa eccezione la zona II, corrispondente alla parte centrale dell'interfaccia cotile-bacino, dove la densità si riduce sempre tendendo, in corrispondenza degli ultimi anni di *follow-up*, a stabilizzarsi.

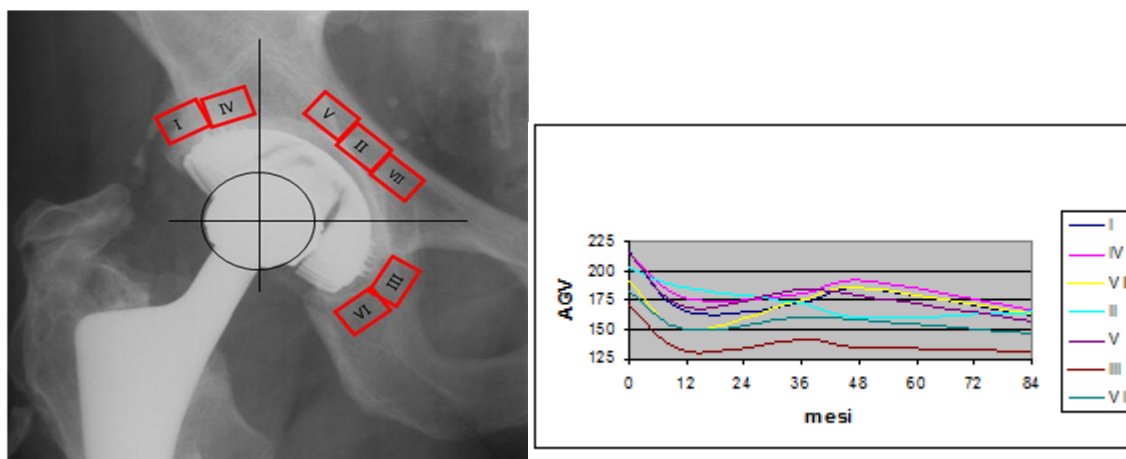


Figura 5: Variazione nel tempo dell'Average Grey Value (AGV) in corrispondenza delle sette zone in cui è stato suddiviso l'osso periprotetico

3.2 Risultati dell'analisi numerica

Per la valutazione del rimodellamento osseo avvenuto in seguito al sistema di carico imposto e alla applicazione delle leggi di rimodellamento personalizzate con dati desunti dal *follow-up* oggetto di studio, quali ad esempio la densità dell'osso periprotetico nel post-operatorio, sono state confrontate, per i diversi anni del *follow-up*, l'entità e la distribuzione degli spostamenti, in particolare degli elementi costituenti l'osso all'interfaccia con il cotile protesico e la distribuzione della densità dell'osso.

Per quanto riguarda gli spostamenti, le variazioni maggiori si hanno tra il post-operatorio e il primo anno, come risulta anche dall'analisi geometrica condotta sulle immagini radiografiche del *follow-up*. In Tabella 3 sono riportati, come esempio, i valori delle distanze caratteristiche tra punti di *repere* ossei e cotile protesico, indicate in Figura 4, misurate, rispettivamente, sulle immagini radiografiche corrispondenti al post-operatorio e al primo anno di *follow-up* e sul modello FEM di partenza, corrispondente al post-operatorio, e sul modello FEM corrispondente al primo anno di *follow-up*, frutto della simulazione di un anno di rimodellamento.

Tabella 3: Confronto tra i valori di distanze caratteristiche tra punti di *repere* ossei e cotile protesico misurati sulle immagini radiografiche del *follow-up* e su modelli FEM

Distanze caratteristiche [mm]	Immagine RX post-operatorio	Modello FEM post-operatorio	Immagine RX 1° anno	Modello FEM 1° anno
D1	4,7	4,9	3,8	4,2
D2	17,7	18,1	16,7	17,0
D3	5,5	5,9	2,5	3,1

Per quanto riguarda la distribuzione della densità dell'osso, e globalmente per verificare come il modello FEM è evoluto temporalmente in termini di spostamenti e caratteristiche meccaniche in funzione delle relazioni scelte per simulare il rimodellamento osseo e in funzione delle condizioni al contorno e di partenza imposte, permettendo, in sostanza, un movimento del cotile protesico

all'interno del bacino, le diverse immagini radiografiche del *follow-up* sono state confrontate con immagini del modello FEM nelle quali ad ogni nodo è associato il valore di densità risultante dalla simulazione del rimodellamento (Figura 6).

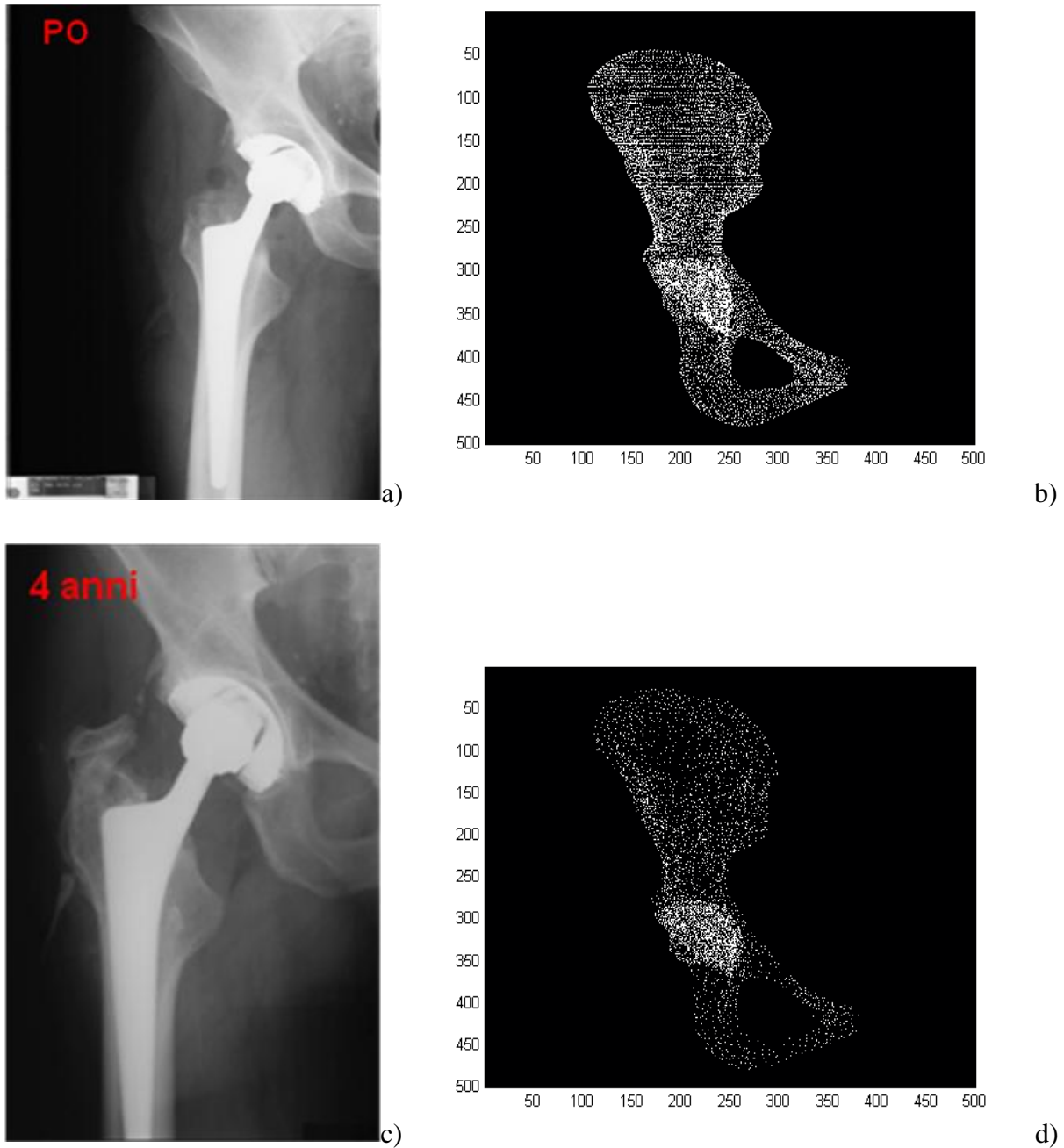


Figura 6: Confronto tra immagini radiografiche e immagini del “simulatore” radiografico realizzato a partire dai risultati della simulazione numerica: a) immagine RX del post-operatorio, b) immagine del simulatore radiografico che rispecchia la situazione geometrica e densitometrica del modello FEM iniziale, c) immagine RX del quarto anno dopo l’intervento protesico, d) immagine del simulatore radiografico corrispondente al modello FEM che risulta dalla simulazione del rimodellamento relativamente ad una storia di carico di quattro anni

4. CONCLUSIONI

La ricerca aveva l’obiettivo di verificare l’applicabilità di una procedura di simulazione di rimodellamento osseo implementata in un codice commerciale agli elementi finiti, in parte utilizzata

con soddisfazione in una precedente ricerca riguardante lo studio di un sistema femore-stelo protesico, al sistema bacino-cotile protesico, che in letteratura risulta essere solitamente meno studiato. E' stato analizzato un *follow-up* di sette anni, costituito da cinque radiografie, appartenente ad un paziente a cui è stata inserita una protesi totale d'anca. Per poter confrontare in modo quantitativo i risultati ottenuti dalla simulazione, l'analisi numerica è stata preceduta da un'analisi videodensitometrica affiancata ad un'analisi della variazione dello spessore dell'osso periprotetico. La simulazione numerica ha portato alla successiva modifica di un modello FEM di partenza corrispondente alla situazione post-operatoria; globalmente al termine della simulazione impostata si sono ottenuti sette modelli di cui solo quattro confrontabili con i dati forniti dal *follow-up* in studio. I risultati ottenuti, in termini di variazioni di valori delle distanze caratteristiche tra punti di *reper* ossei e cotile protesico e di variazione di distribuzione della densità ossea, che si traducono in una modifica delle posizioni relative di bacino e cotile protesico, sono confortanti. La ricerca sta proseguendo con l'applicazione del metodo ad altri *follow-up*.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G. Bertini, P. M. Calderale, A. Dettoni, P. Gallinaro, G. L. Lorenzi, "Cortical bone changes after hip replacement: radiographic study", *Acta Orthopaedica Belgica*, 46 (6), 735-741, 1980.
- [2] A. J. el Haj, S. L. Minter, S. C. Rawlinson, R. Suswillo, L. E. Lanyon, "Cellular response to mechanical loading in vitro", *Journal of Bone and Mineral Research*, 5 (9), 923-932, 1990.
- [3] E. H. Burger, J. Klein-Nulend, "Mechanotransduction in bone role of the lacuno-canalicular network", *FASEB Journal*, 13 (Suppl.), S101-S112, 1999.
- [4] T. J. Chambers, S. Fox, C. J. Jagger, J. M. Lean, J. W. M. Chow, "The role of prostaglandins and nitric oxide in the response of bone to mechanical forces", *Osteoarthritis and Cartilage*, 7 (4), 422-423, 1999.
- [5] L. F. Bonewald, "Osteocytes: a proposed multifunctional bone cell", *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interaction*, 2 (3), 239-241, 2002.
- [6] S. C. Cowin, D. H. Hegedus, "Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity", *Journal of Elasticity*, 6 (3), 313-326, 1976.
- [7] R.T. Hart, D.T. Davy, K.G. Heiple, "Mathematical modeling and numerical solutions for functionally dependent bone remodeling", *Calcified Tissue International*, 36, S104-S109, 1984.
- [8] S. C. Cowin, R. T. Hart, J. R. Balsler, D. H. Kohn, "Functional adaptation in long bones: establishing in vivo values for surface remodeling rate coefficients", *Journal of Biomechanics*, 18 (9), 665-684, 1985.
- [9] D. R. Carter, W.C. Hayes, D. J. Schurman, "Fatigue-life of compact bone-II. Effects of microstructure and density", *Journal of Biomechanics*, 9, 211-218, 1976.
- [11] D. R. Carter, "Mechanical loading histories and cortical bone remodelling", *Calcified Tissue International*, 36, S19-S24, 1984.
- [11] L. You, S.C. Cowin, M.B. Schaffler, S. Weinbaum, "A model for strain amplification in the actin cytoskeleton of osteocytes due to flow drag on pericellular matrix", *Journal of Biomechanics*, 34 (11), 1375-1386, 2001.
- [12] Y. Ham, S. C. Cowin, M.B. Schaffler, S. Weinbaum, "Mechanotransduction and strain amplification in osteocyte cell processes", *Proceedings of the National Academy of Science, USA*, 23, 101 (47), 16689-16694, 2004.
- [13] R. B. Martin, D. B. Burr, *The Structure Function and Adaptation of Cortical Bone*, Raven Press, New York, 1989.
- [14] P. J. Prendergast, R. Huiskes, "Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: a microstructural finite element analysis", *Journal of Biomechanical Engineering*, 118 (2), 240-246, 1996.
- [15] R. B. Martin, "Is alla cortical bone remodeling initiated by microdamage?", *Bone*, 30 (1), 8-13, 2002.
- [16] T. C. Lee, A. Staines, D. Taylor, "Bone adaptation to load microdamage as a stimulus for bone remodelling", *Journal of Anatomy*, 201, 436-446, 2002.

- [17] D. R. Carter, D. P. Fyhrie, R. T. Whalen, “Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy”, *Journal of Biomechanics*, 20, 785-794, 1987.
- [18] D. Taylor, “Bone maintenance and remodelling: a control system based on fatigue damage”, *Journal of Orthopaedic Research*, 15, 601-606, 1997.
- [19] L.M. McNamara, P. J. Prendergast, “Bone remodelling algorithms incorporating both strain and microdamage stimuli”, *Journal of Biomechanics*, 40 (6), 1381-1391, 2007.
- [20] P. T. Scannell, P. J. Prendergast, “Cortical and interfacial bone changes around a non-cemented hip implant: simulations using a combined strain/damage remodelling algorithm”, *Journal of Medical Engineering and Physics*, 31 (4), 477-488, 2009.
- [21] G.S. Beaupré, T.E. Orr, D.R. Carter, “An approach for time dependent bone modeling and remodeling-theoretical development”, *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 651-661, 1990.
- [22] R. B. Martin, “Porosity and specific surface of bone”, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 10(3), 179-222, 1984.
- [23] M.J. Ciarelli, S.A. Goldstein, J.L. Kuhn, D.D. Cody, M.B. Brown, “Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography”, *Journal of Orthopedics Research*, 9 (5), 674-682, 1991.
- [24] D. C. Wirtz, T. Pandorf, F. Portheine, K. Radermacher, N. Schiffers, A. Prescher, D. Weichert, F.U. Niethard, “Concept and development of an orthotropic FE model of the proximal femur”, *Journal of Biomechanics*, 36 (2), 289-293, 2003.
- [25] V. Crupi, E. M. Zanetti, A. L. Audenino, C. Bignardi, P.M. Calderale, “Analisi del rimodellamento tramite l’elemento finito ‘osso’ e validazione dei risultati mediante radiografia”, XXX Convegno Nazionale AIAS, Alghero (SS), 31-40, 2001.
- [26] C. Bignardi, P.M. Calderale, F. Giacosa, O. Ieropoli, “FEM Analysis of bone-implant system by using videodensitometric measurements”, in: *Computer simulations in biomedicine*, (eds. H. Power, R.T. Hart), Computational Mechanics Publications, Southampton, 301-308, 1995.
- [27] J.G. DeLee, J. Charnley, “Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement”, *Clinical Orthopaedics*, 121, 20-32, 1976.
- [28] P. M. Calderale, C. Bignardi, F. Giacosa, P. Vivalda, “Video-densitometric analysis of bone remodeling in retrospective follow-up of patients with prostheses”, *Proc. 2nd Polish-Italian Seminar*, Torino, 115-122, 1993.
- [29] P. M. Calderale, C. Bignardi, F. Giacosa, P. Vivalda, “Biomeccanica del rimodellamento”, *Proc. Imaging nel follow-up della patologia articolare e muscolo-tendinea*, Bari, 77-81, 1993.
- [30] M. Cataldi, “Impiego dell’ottimizzazione topologica per lo studio delle condizioni al contorno nel femore fisiologico”, *Tesi di laurea Politecnico di Torino*, rel. P. M. Calderale, G. Chiandussi, M. P. Cavatorta, 2002.