

## **MODELLI VISCOELASTICI DEL TESSUTO OSSEO MEDIANTE PROVE DI RILASSAMENTO**

C. Clienti, C. Indelicato, A. Marino

*Dipartimento di Ingegneria Industriale e Meccanica, Università degli Studi di Catania*  
*Via Andrea Doria, 6 – 95100 Catania, e-mail: [cclienti@diim.unict.it](mailto:cclienti@diim.unict.it)*

**Parole chiave:** macchina per microcompressione, tessuto osseo, modelli viscoelastici

### **Introduzione**

Il lavoro è stato sviluppato nell'ambito di un complesso programma di ricerca scientifica condotta dal Dipartimento di Ingegneria Industriale e Meccanica in collaborazione con la Lima LTO S.p.A. di S. Daniele del Friuli. Lo studio ha riguardato principalmente l'analisi, l'implementazione e la validazione sperimentale di un modello monodimensionale a cinque parametri per la rappresentazione del tessuto osseo corticale.

Il tessuto osseo è spesso considerato come un materiale composito costituito maggiormente da idrossiapatite rigida (HAP) simile a particelle minerali inserite in una matrice flessibile (elastica) fatta di fibre di collagene. La forma anisotropa di tali particelle minerali è una delle probabili cause delle proprietà meccaniche anisotrope del tessuto osseo corticale. Lakes and Katz [1, 2] hanno analizzato diversi processi fisici che potrebbero prevedere le proprietà viscoelastiche dell'osso. L'evidente comportamento viscoelastico mostrato dal tessuto osseo è legato alla viscoelasticità della fibra di collagene nella matrice ossea [3, 4]. Sono state svolte numerose attività di ricerche riguardanti l'anisotropia del tessuto osseo e sono stati proposti diversi modelli descrittivi l'anisotropia del modulo di Young del tessuto stesso. Il collagene presente nell'osso mostra un chiaro comportamento viscoelastico e si pensa che questa proteina sia la responsabile principale dello scorrimento viscoso nel tessuto osseo [5].

Al fine di determinare gli effetti che la struttura anisotropa ha sul modulo di rilassamento del tessuto osseo corticale sono stati eseguiti ulteriori studi volti alla realizzazione di prove di rilassamento su provini rettangolari piatti le cui dimensioni maggiori sono state tagliate in direzione parallela e ortogonale all'asse dell'osso. E' stata così proposta una nuova equazione empirica che descrivesse il rilassamento del tessuto osseo corticale [6]. In particolare il rilassamento dell'osso corticale è stato descritto dalla combinazione non lineare di due processi: un processo veloce (processo KWW1) con un tempo di rilassamento  $\tau_1$  non maggiore di 100 s ed un processo lento (processo KWW2) con un tempo di rilassamento  $\tau_2$  nell'ordine di  $10^6$  s. L'equazione descrivente l'intero processo è, quindi, costituita da due funzioni Kohlraush–Williams–Watts (KWW):

$$E(t) = E_0 \left\{ A_1 \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_1} \right)^\beta \right] + (1 - A_1) \exp \left[ - \left( \frac{t}{\tau_2} \right)^\gamma \right] \right\} \quad (1) \quad [A_1 > 0; \beta, \gamma < 1]$$

dove  $E_0$  è il valore del modulo di Young nell'istante iniziale  $E(0)$ ,  $\tau_1$  e  $\tau_2$  ( $\gg \tau_1$ ) sono i tempi caratteristici di rilassamento,  $A_1$  è il contributo frazionario del processo di rilassamento veloce (processo KWW1) sull'intero processo di rilassamento,  $\beta$  e  $\gamma$  sono i parametri descrittivi la forma del modulo di rilassamento. I dati del modulo di rilassamento sono stati analizzati utilizzando l'equazione (1). Gli effetti della geometrica anisotropia sul modulo di rilassamento è stato quantificato attraverso i parametri presenti nell'equazione sopra riportata [6].

Lo scopo principale del presente lavoro di ricerca è stato quello di definire ed ottimizzare una metodologia di valutazione delle caratteristiche meccaniche e viscoelastiche del tessuto osseo, basata su prove di micro-compressione di relativamente semplice esecuzione in ambiente ospedaliero. In particolare, una prima fase di studio ha riguardato la realizzazione di una macchina di prova per micro-sollecitazione, che presenta un duplice vantaggio. Il primo è legato alle limitate dimensioni dei provini di tessuto osseo da testare (diametri di 2-4 mm e lunghezze non superiori ai 5 mm), mentre il secondo riguarda la facilità di trasporto e la versatilità di utilizzo, in modo da poter effettuare i test presso il presidio ospedaliero, per ridurre i tempi di attesa tra il prelievo del campione osseo e l'esecuzione della prova.

In una seconda fase è stata messa a punto la strumentazione per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati sperimentali.

La terza fase della ricerca è stata finalizzata allo studio analitico e alla validazione sperimentale di un modello viscoelastico monodimensionale a cinque parametri per la rappresentazione del tessuto osseo corticale, attraverso il confronto con altri modelli presenti in letteratura. Infatti, al fine di caratterizzare meccanicamente il tessuto osseo è stata effettuata una campagna di prove di rilassamento a microcompressione di breve, media e lunga durata, su campioni ossei animali di limitate dimensioni.

## **Realizzazione dell'apparato sperimentale**

Per poter effettuare prove meccaniche su tessuto osseo fresco in ambiente ospedaliero è nata la necessità di realizzare un'opportuna macchina di prova (Fig. 1), che rispondesse ai requisiti di trasportabilità, facilità d'impiego, rapidità di esecuzione e validità delle misurazioni.

La macchina realizzata per le prove di micro-compressione a deformazione imposta (relaxation test) su campioni di tessuto osseo è costituita dai seguenti componenti:

1. un attuatore elettrostatico Physik Instrumente M-230.25 con relativo software di gestione, per imporre sul micro-provino le deformazioni desiderate;
2. un controllore dedicato Mercury II C-862, per manovrare e controllare l'attuatore tramite PC;
3. una cella di carico Tekkal L2320/50LBS per misurare la forza applicata al provino;
4. un dispositivo laser Optimet Conoprobe, per la misurazione degli spostamenti subiti da attuatore e cella di carico durante la prova;
5. un apposito basamento di fissaggio dei componenti.

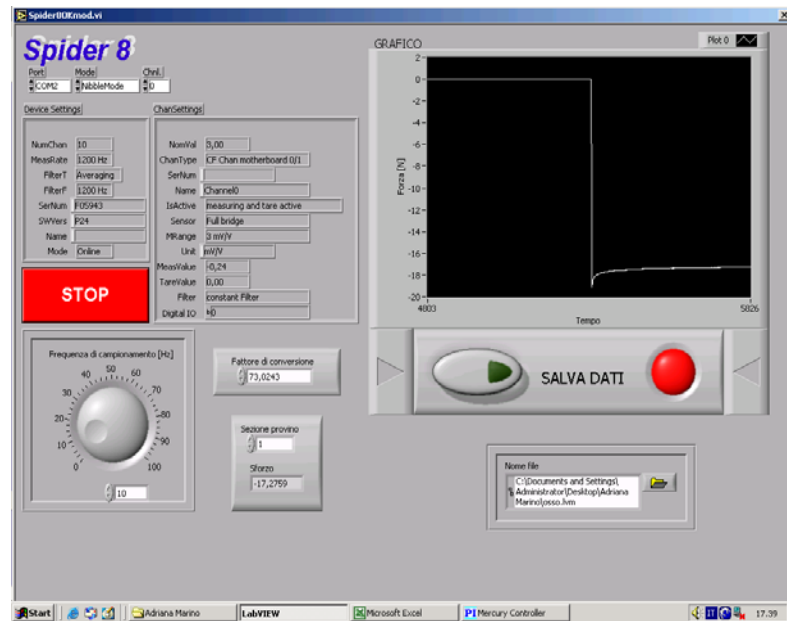
Per la misurazione degli spostamenti del provino, si è scelto il Conoprobe della Optimet che utilizza la tecnica dell'olografia conoscopica, capace di operare a diverse distanze dall'oggetto e con diversa risoluzione. La lente utilizzata è da 50 mm; opera ad una distanza media di 42 mm (standoff), presenta un raggio di lavoro pari a 8 mm e riesce ad apprezzare spostamenti dell'ordine di 0.1  $\mu\text{m}$  se il dispositivo è adeguatamente settato.

Il sistema di applicazione del carico è stato realizzato con attuatori elettrostatici. Il microattuatore elettrostatico utilizzato per la macchina è costituito da due piatti paralleli; il

principio di funzionamento si basa sulle forze colombiane, che tendono ad allineare i piatti dopo che tra essi è avvenuto uno spostamento relativo. Il carico massimo applicabile dall'attuatore è di 70 N mentre il carico massimo misurabile dalla cella di carico di 220 N.



**Fig.1** Macchina di prova per microsolicitazioni



**Fig. 2:** Interfaccia utente (ambiente LabVIEW)

Per quanto concerne il campione, si osserva che l'obiettivo da raggiungere è l'esecuzione di prove di micro-compressione su tessuto osseo corticale fresco; i fattori che possono influire sui risultati sono molteplici, solo per citarne alcuni: direzione di prelievo, zona di prelievo, velocità di taglio, stato delle superfici di appoggio, densità minerale ossea. Occorre precisare che nell'esecuzione delle prove e nella comparazione dei risultati è necessario controllare tali fattori, cosa non semplice nell'ottica di prelevare un campione fresco. In altre parole, al fine di conservare e/o congelare (senza alterarle) le caratteristiche del tessuto al momento del prelievo, occorre ridurre al minimo il tempo intercorrente tra l'estrazione e l'esecuzione del test meccanico. Pertanto, è opportuno che sul prelievo biotico siano nulli o ridotti al minimo gli interventi di lavorazione meccanica per l'ottenimento del campione da testare.

Il sistema di afferraggio del provino, in base a quanto sopra, è costituito da un semplice dispositivo appoggio-appoggio (supporto cilindrico filettato M4) tra i quali viene inserito il campione da testare.

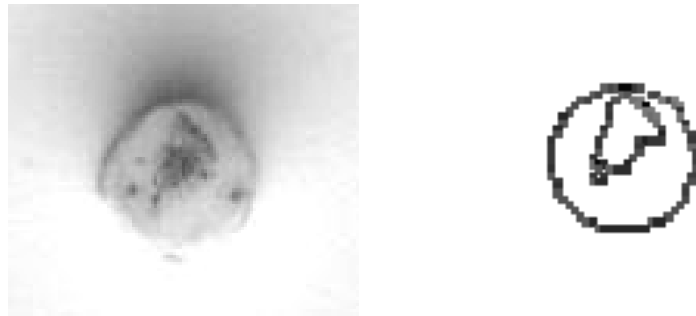
La macchina presenta, inoltre, un basamento di alluminio per fissare il laser posteriormente alla cella di carico ed effettuare, così, misurazioni differenziali della posizione dei due appoggi del provino (solidali all'attuatore e alla cella di carico), al fine di consentire il raggiungimento di un elevato grado di precisione nella misurazione degli spostamenti durante la prova di micro-compressione.

La procedura studiata per controllare e/o acquisire informazioni in merito ai fattori di diretta influenza sulle caratteristiche meccaniche del tessuto indagato prevede:

- prelievo del campione con carotaggi eseguiti con fresa-carota da  $\phi 2\text{mm} - \phi 4\text{mm}$ ;
- TAC eseguita sul tratto interessato al prelievo per la definizione dei riferimenti geometrici (direzione di prelievo) e della densità del campione in relazione alla densità della zona circostante;

- rapida spianatura (con lappatrice a raffreddamento ad acqua) delle superfici di contatto con il sistema di afferraggio della macchina di prova;
- misurazione delle caratteristiche geometriche e valutazione della densità con bilancia di precisione ( $1 \cdot 10^{-5}$  g);
- applicazione di un sottile film spray (Occulsion Surface Marker Spray) sulle superfici di contatto osso – supporto – attuatore;
- accostamento attuatore e verifica della distribuzione del carico sulle superfici di contatto mediante impronte;
- esecuzione della prova, con l'acquisizione dei dati sperimentali dalla cella di carico;
- fit dei dati sperimentali e determinazione delle costanti elastiche e viscosi del campione.

A titolo di esempio, in figura 3 si riporta la verifica della mancata corretta distribuzione del carico sulle superfici di contatto osso – supporto che in alcune prove ha permesso la giustificazione della discordanza macroscopica dei risultati conseguiti.

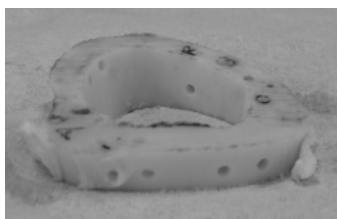


*Fig. 3: Determinazione dell'effettiva zona di contatto osso – supporto*

Un sistema di prova siffatto è in grado, unitamente a sistemi rapidi di prelievo e realizzazione dei campioni in situ, di fornire all'analisi diagnostica in campo medico un valido strumento per la rilevazione della resistenza dell'osso, che è propriamente uno degli obiettivi che si propone questo studio.

### **Indagine sperimentale**

L'attività preliminare relativa alla taratura della macchina di prova ha riguardato la preparazione (taglio, catalogazione, ecc.) dei provini di tessuto osseo secco di bovino, ricavati da sezioni di femore di un vitello da cui sono stati estratti provini ossei cilindrici sia in senso longitudinale che trasversale. Per la preparazione dell'osso si è proceduto con una sua prima scarnificazione eliminando i brandelli di muscolo e cartilagini. Successivamente, l'osso è stato immerso per due volte in un bagno di calce viva per circa 10 ore con risciacquo finale, per eliminare le cartilagini rimanenti. L'osso è stato immerso, infine, in una soluzione acquosa al 20% di aldeide formica (formalina) per 15 giorni, per mummificarlo ed igienizzarlo. Una volta terminata la fase di preparazione del tessuto osseo, si è passati alla fase di taglio dei provini. Dopo aver bloccato l'osso al piano di lavoro di una sega a nastro, sono state tagliate delle fette d'osso in senso normale all'asse femorale (Figura 4).



*Fig. 4: Sezione osso corticale*



*Fig. 5: Campione cilindrico osso corticale*

I provini di osso corticale utilizzati durante le prove presentano forma cilindrica e dimensioni massime non superiori ai 5 mm simili a quelli prelevabili in ambiente ospedaliero (Figura 5).

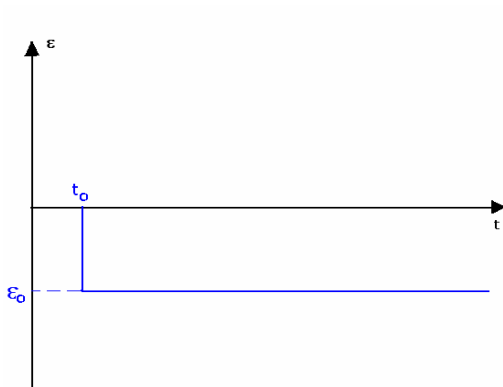
Per una maggiore attendibilità delle prove effettuate è stato opportuno valutare le proprietà meccaniche dell'osso su provini di diametro diverso. I micro-provini di altezze non superiori ai 5 mm sono ottenuti attraverso frese carotatrici da 2 e 4 mm di diametro (tipo D41429) montate su di un micromotore elettrico (modello Marathon N7 potenza 100W), normalmente in uso in campo odontoiatrico, con disco diamantato per ottenere provini con facce sufficientemente piane. Sono stati realizzati campioni di diametro 2 e 4mm con altezza 5mm, e campioni di diametro 2mm ed altezza 2mm, i primi tagliando l'osso in senso trasversale, i secondi in senso longitudinale.

Per l'acquisizione del segnale elettrico proveniente dalla cella di carico, durante le prove di compressione, è stato realizzato un apposito programma in *LabView*, che permette di acquisire il segnale elettrico proveniente dalla centralina (Spider8), modificare i parametri (per esempio la frequenza di campionamento) e procedere al suo settaggio semplicemente da un unico pannello, opportunamente realizzato (Figura 2).

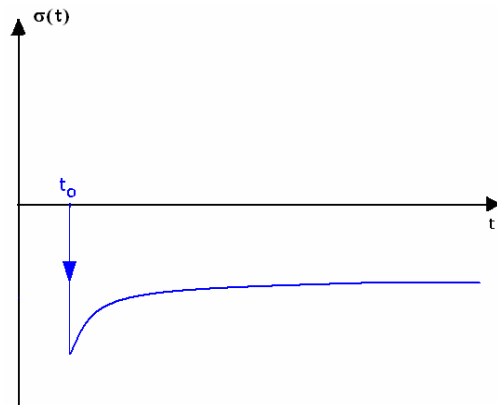
Le prove di stress relaxation sono state realizzate a deformazione costante misurando la diminuzione graduale dello sforzo. La deformazione imposta sul provino è una funzione gradino traslata in  $t_0$ , (Figura 6.a):

$$\varepsilon(t) = \begin{cases} 0 & \text{per } t < t_0 \\ \varepsilon_0 & \text{per } t > t_0 \end{cases}$$

La risposta del materiale viscoelastico in tensione  $\sigma(t)$  varia nel tempo secondo la curva rappresentate in Figura 6.b.



**Fig. 6.a:** Ingresso deformazione a gradino

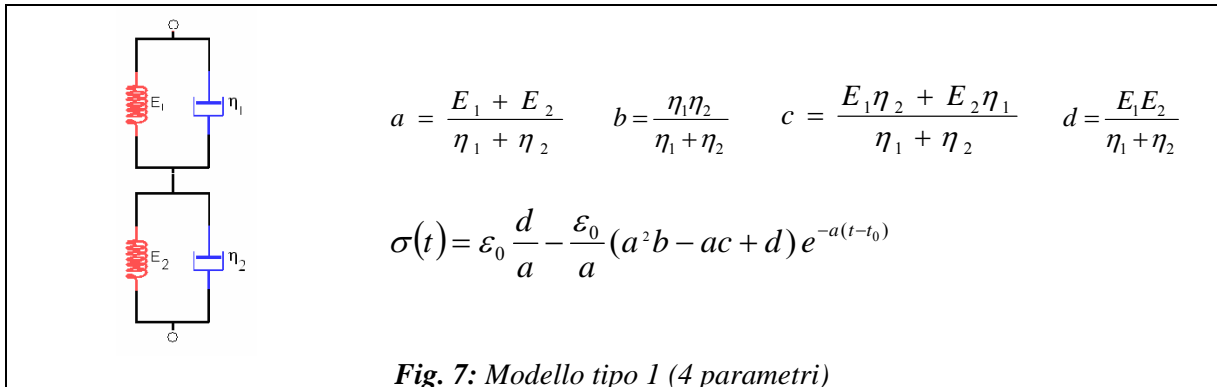


**Fig. 6.b:** Curva di rilassamento del carico

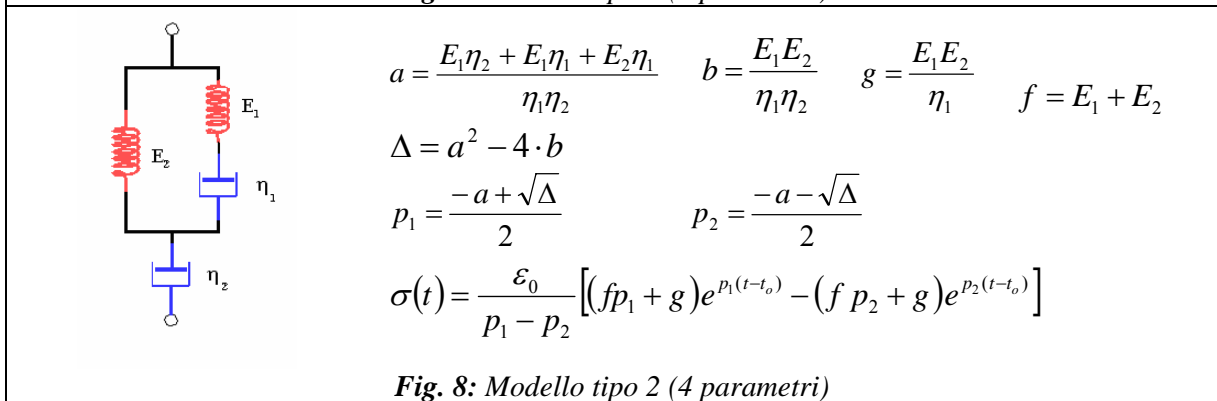
Il valore della variabile  $\varepsilon_0$ , deformazione subita dal provino durante la prova di rilassamento, è stato determinato come rapporto tra l'accorciamento imposto al provino (dell'ordine dei  $\mu\text{m}$ ) e misurato tramite il laser, e la lunghezza dello stesso. La curva  $\sigma(t)$  ottenuta sperimentalmente presenta un picco nell'istante  $t_0$ , un ginocchio negli istanti successivi a  $t_0$  e tende ad assestarsi ad un valore costante per tempi relativamente lunghi. Nota la forma della curva sperimentale descrivente il comportamento viscoelastico del tessuto osseo per prove di rilassamento (stress relaxation), è stato opportuno procedere con lo studio analitico di diversi modelli matematici. A tal fine sono stati proposti 6 diversi tipi di modelli (Figure 7 - 12), per ciascuno dei quali sono state trovate le equazioni differenziali che ne descrivono i processi fisico-meccanici. Le soluzioni delle equazioni rappresentano le curve teoriche parametrizzate in funzione delle costanti viscoelastiche incognite. La risoluzione delle articolate equazioni differenziali con i metodi tradizionali dell'analisi matematica ha fornito soluzioni (curve da interpolare con i dati sperimentali)

relativamente complesse. A causa della difficoltà riscontrata nella realizzazione del fitting, nonché nella definizione dei parametri viscoelastici tramite il software Wgnuplot (programma open source per la realizzazione del fit dei dati), soprattutto per prove lunghe, si è proceduto con la risoluzione delle equazioni differenziali attraverso le trasformate di Laplace. In tal modo si è riusciti a determinare soluzioni meno complesse e più facilmente elaborabili dallo stesso Wgnuplot.

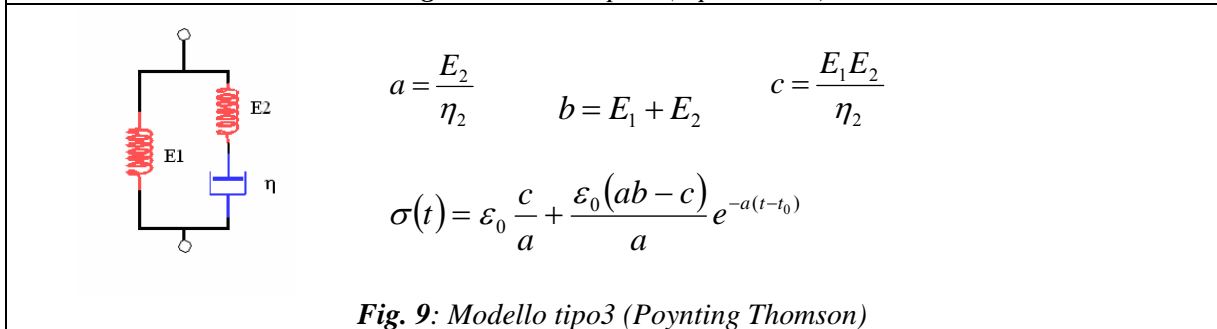
Ricavate le soluzioni analitiche descriventi i vari modelli viscoelastici proposti, si è fatto un confronto tra le 6 diverse curve teoriche così ottenute e le curve sperimentali, al fine di valutare quale di queste risulti più atta a descrivere il comportamento viscoelastico reale del tessuto osseo.



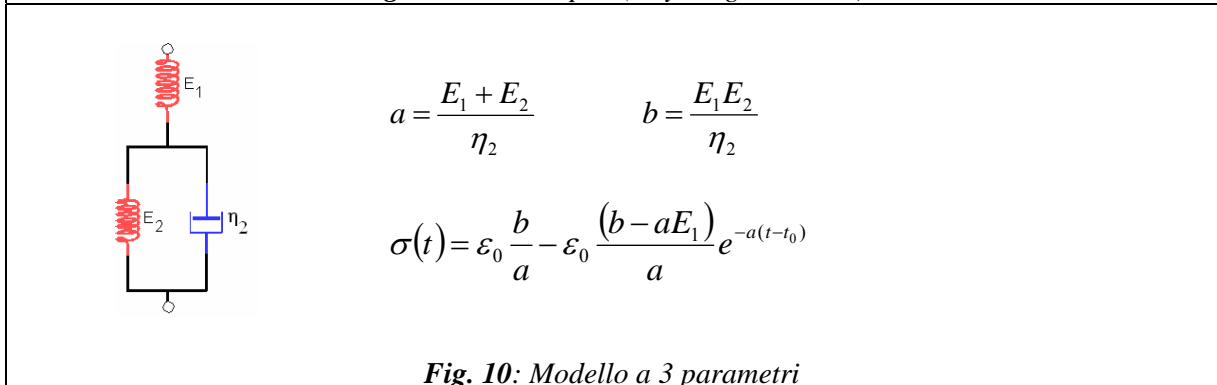
**Fig. 7: Modello tipo 1 (4 parametri)**



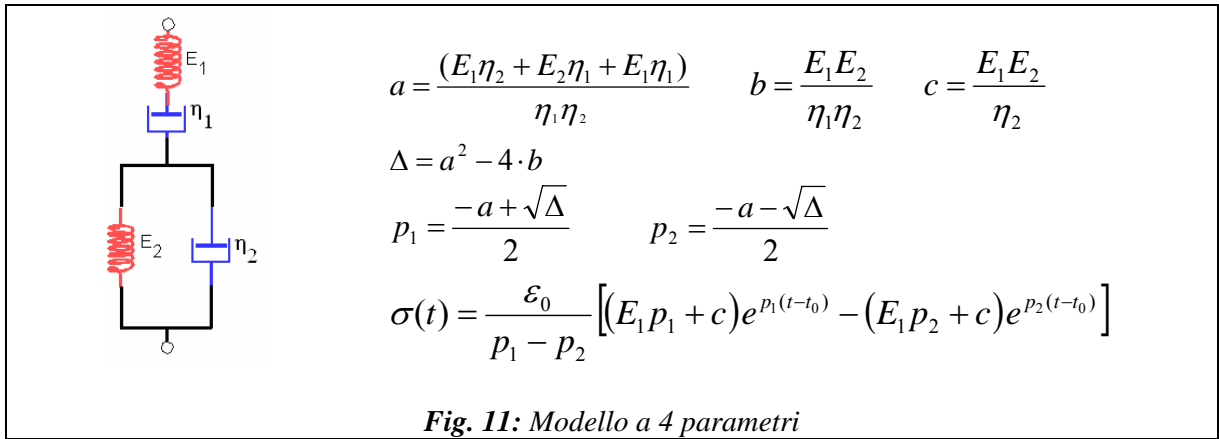
**Fig. 8: Modello tipo 2 (4 parametri)**



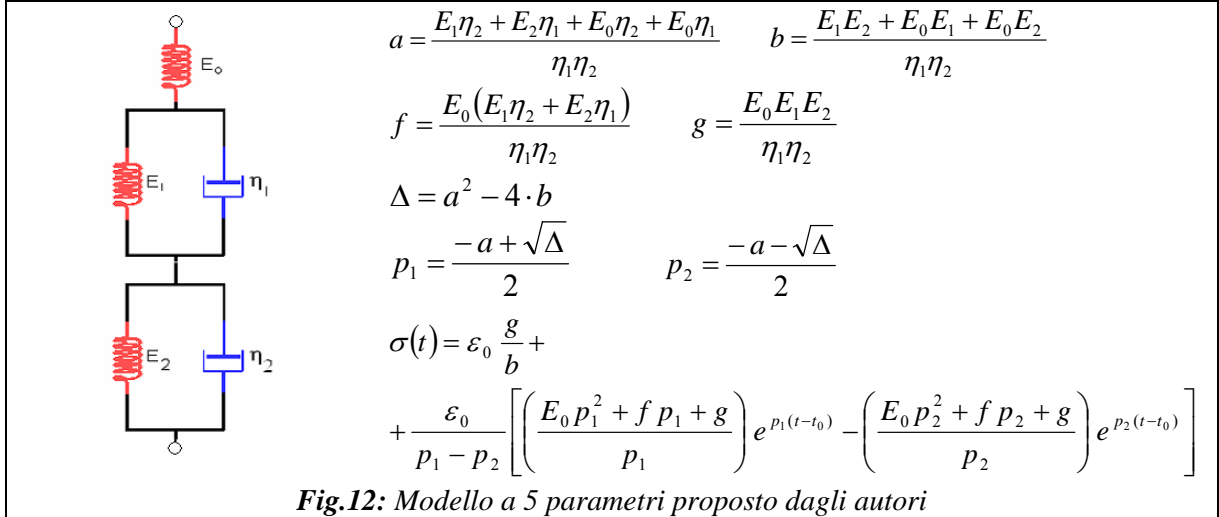
**Fig. 9: Modello tipo 3 (Poynting Thomson)**



**Fig. 10: Modello a 3 parametri**



**Fig. 11:** Modello a 4 parametri



**Fig. 12:** Modello a 5 parametri proposto dagli autori

Per permettere al software di elaborare i dati sperimentali e determinare le costanti viscoelastiche parametrizzanti le curve teoriche è stato necessario mettere a punto un opportuno algoritmo che acquisendo i file dei dati sperimentali avvia un processo iterativo di fitting agendo sui parametri caratteristici del modello, basato sul metodo Levenberg-Marquart dei minimi quadrati non lineari. Al fine di valutare quale modello risulti più confacente a descrivere il comportamento viscoelastico del provino in esame è stata eseguita una campagna di prove su diverse tipologie di provini. Per ogni prova sono stati ricavati i parametri viscoelastici relativi a ciascun modello proposto, rilevando lo scarto tra la curva teorica (dipendente dai parametri viscoelastici) e quella sperimentale indicando i valori di errore relativo percentuale medio e massimo.

## Risultati

Dall'analisi dei sei modelli proposti, per le tre prove diverse effettuate sullo stesso provino (prove di breve durata), il cui confronto è riportato nelle figure 13 – 16, risulta chiaro che le curve teoriche dei modelli a quattro parametri e di tipo 3 seguono discretamente le curve sperimentali, discostandosi decisamente nel tratto iniziale e in quello finale. La curva teorica del modello a 5 parametri è sicuramente quella che segue al meglio la curva sperimentale in ogni suo punto, mentre il modello a 3 parametri, quello di tipo 1 e quello di tipo 2 forniscono curve teoriche con errori relativi medi e massimi più elevati. In tabella 1 sono riportati i valori degli errori medi e massimi dei fit dei dati sperimentali relativamente ai 6 modelli analizzati.

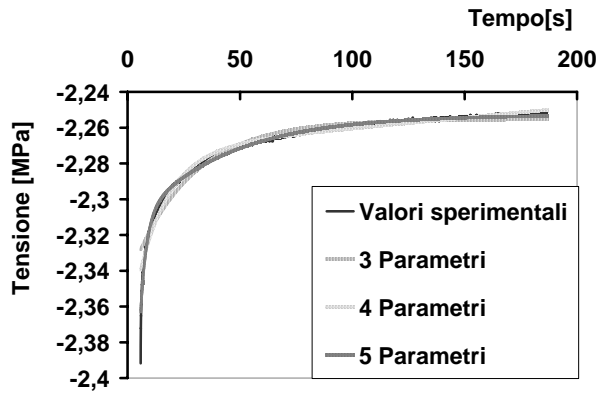


Fig.13 Confronto tra curva sperimentale e curve teoriche

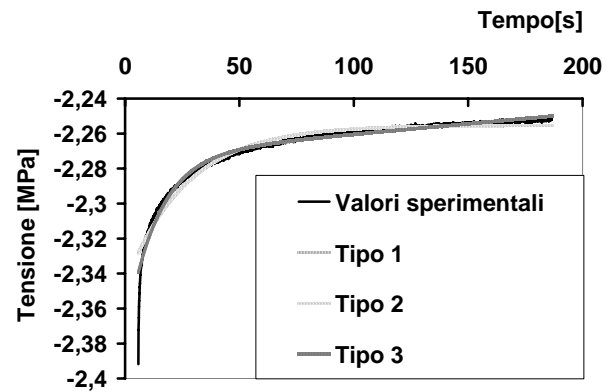


Fig.14 Confronto tra curva sperimentale e curve teoriche

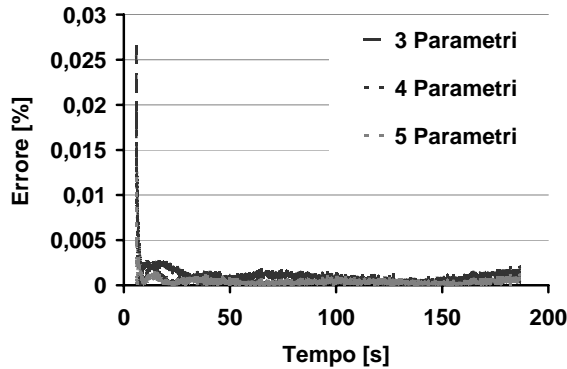


Fig.15 Errori % curva sperimentale e curve teoriche

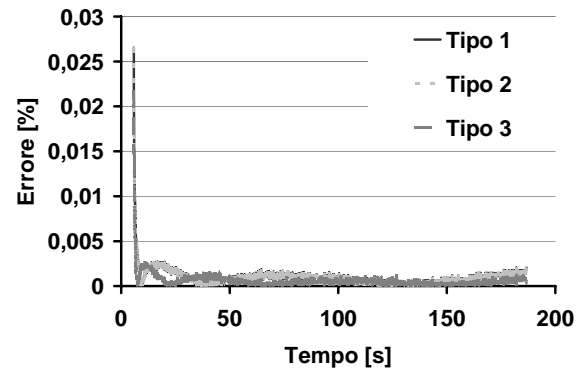


Fig.16 Errori % curva sperimentale e curve teoriche

N. Prova	Errore di Fit [%]	3 Par.	4 Par.	5 Par.	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3
1	medio	0.10	0.06	0.04	0.04	0.10	0.06
	massimo	2.65	2.18	1.20	1.20	2.65	2.18
2	medio	0.11	0.06	0.04	0.11	0.11	0.06
	massimo	2.44	1.61	0.97	2.44	2.44	1.61
3	medio	0.09	0.04	0.04	0.09	0.09	0.04
	massimo	1.62	1.02	0.66	1.62	1.62	1.02

Tab. 1

La soluzione dell'equazione differenziale caratterizzante il modello a 5 parametri presenta un termine costante che permette alla curva teorica di seguire al meglio la curva sperimentale sia nella tratto iniziale che in quello finale:

$$\sigma(t) = \varepsilon_0 \frac{g}{b} + \frac{\varepsilon_0}{p_1} \left( \frac{E_0 p_1^2 + f p_1 + g}{p_1 - p_2} \right) e^{p_1(t-t_0)} - \frac{\varepsilon_0}{p_2} \left( \frac{E_0 p_2^2 + f p_2 + g}{p_1 - p_2} \right) e^{p_2(t-t_0)} \quad (2)$$

Infatti, all'infinito il carico tende al valore costante ( $\varepsilon_0 g/b$ ), quindi in conformità all'osservazione sperimentale si ha una stabilizzazione della fase di rilassamento.

Il modello a 5 parametri nell'istante iniziale  $t_0$ , risponde solo con la molla di rigidità  $E_0$ , mentre il blocco costituito dai due elementi viscoelastici Kelvin-Voight con moduli elastici e viscosità rispettivamente  $E_1 \eta_1$  ed  $E_2 \eta_2$ , rimangono indeformati. La costante

$E_0 = \sigma(t_0)/\varepsilon_0$  rappresenta il modulo di Young del materiale, da confrontare con i valori di modulo di Young presenti in letteratura.

Dall'analisi dei risultati mostrati si evince che il modello viscoelastico a cinque parametri ben descrive il comportamento del tessuto osseo durante le prove di rilassamento e di creep, evidenziando, per queste prove di rilassamento, un errore relativo sia medio che massimo inferiore al 2% nel confronto teorico-sperimentale.

Un ultimo confronto è stato effettuato tra il modello a 5 parametri e il modello KWW [6].

Modello KWW		
set finale di parametri		errore standard asintotico
$E_0$	3.89735e+09	+/- 8.732e+06 (0.2241%)
$A_1$	0.110021	+/- 0.002033 (1.848%)
$\tau_1$	1090.75	+/- 3.686 (0.3379%)
$\tau_2$	1.06089e+07	+/- 1.577e+06 (14.86%)
$\beta$	0.969338	+/- 0.01097 (1.132%)
$\gamma$	0.0851193	+/- 0.001348 (1.583%)

Tab. 2

Modello a 5 parametri		
set finale di parametri		errore standard asintotico
$E_0$	3.30 e+09	--
$E_1$	1.97602e+10	+/- 3.579e+07 (0.1811%)
$E_2$	8.25829e+09	+/- 7.222e+06 (0.08745%)
$\eta_1$	2.27404e+11	+/- 2.941e+09 (1.293%)
$\eta_2$	1.11926e+13	+/- 2.732e+10 (0.2441%)

Tab. 3

Una prima differenza tra i due modelli è legata al minor numero di parametri incogniti da determinare (5 anziché 6). Gli errori standard asintotici (Tab. 2 e 3), ottenuti dal fit di dati, evidenziano la validità del modello a 5 parametri in termini di precisione ed accuratezza dei risultati. L'errore relativo massimo (Tab. 4) si riscontra, per entrambi i modelli, in corrispondenza del tempo iniziale  $t=t_0$ . Anche tale valore conferma la validità del modello proposto.

Errore di Fit	Modello 5 Parametri [%]	Modello KWW [%]
<i>massimo</i>	4.18	18.18
<i>medio</i>	0.40	0.40

Tab. 4

## Conclusioni

Il presente lavoro è inquadrato nell'ambito di una più ampia attività di ricerca, finalizzata alla definizione di una metodologia di valutazione delle caratteristiche meccaniche e viscoelastiche del tessuto osseo, basata su esami di micro-compressione di relativamente semplice esecuzione in ambiente ospedaliero.

E' stata progettata e realizzata una macchina di prova per la caratterizzazione viscoelastica del tessuto osseo.

E' stato studiato, implementato e sperimentalmente validato un modello teorico monodimensionale a cinque parametri.

E' stata messa a punto una procedura per:

- l'esecuzione dei test meccanici su campioni biotipici di tessuto osseo fresco direttamente in ambito ospedaliero;
- la raccolta dei dati densitometrici e di direzione di prelievo per la ricerca delle correlazioni con le caratteristiche meccaniche del campione stesso.

Al fine di effettuare la validazione del modello proposto dagli autori, si è proceduto con l'analisi e il confronto di alcuni dei modelli viscoelastici presenti in letteratura. Sfruttando le peculiarità della macchina di prova per micro-compressioni sono state effettuate diverse prove di rilassamento su campioni di tessuto osseo corticale di bovino. Mediante il set di dati sperimentali sono stati determinati i parametri viscoelastici del tessuto osseo corticale secco, nonché validato il modello a cinque parametri. Tali fasi sono state portate a compimento utilizzando la tecnica di minimizzazione della somma degli scarti quadratici. E' stato anche effettuato un confronto tra il modello proposto e il modello KWW [6].

Dall'analisi dei risultati mostrati si è evinto chiaramente la validità del modello viscoelastico proposto, che ben descrive il comportamento del tessuto osseo durante le prove di rilassamento evidenziando, nel confronto teorico-sperimentale, un errore relativo sia medio che massimo inferiore rispetto agli altri modelli.

I risultati ottenuti insegnano, così, il modello proposto a 5 parametri quale più idoneo a descrivere la resistenza meccanica del tessuto osseo nell'ambito della innovativa metodologia clinico-biomeccanica dell'implantologia.

## Ringraziamenti

Gli autori desiderano esprimere un sentito ringraziamento alla Lima Lto S.p.A., per il supporto fornito durante tutte le attività del progetto di ricerca, ai Chiar.mi Proff. A. Risitano, G. La Rosa per la supervisione ed il costante supporto scientifico durante tutta l'attività di ricerca.

## Bibliografia

- [1] - R. Lakes: *Viscoelastic properties of cortical bone*, Cowin, S.C. (Ed.), Bone Mechanics Handbook. CRC Press, Boca Raton 2001.
- [2] - R.S. Lakes: J.L. Katz., *Viscoelastic properties of wet cortical bone 2. Relaxation mechanisms*, Journal of Biomechanics 12 (9), 1979, 679–687.
- [3] - R.M. Guedes, J.A. Simões, J.L. Morais: *Viscoelastic behaviour and failure of bovine cancellous bone under constant strain rate*, Journal of Biomechanics 39 (2006) 49–60
- [4] - E. Tanaka, K. Hanaoka, M. Tanaka, T. Van Eijden, T. Iwabe, Y. Ishino, A.Sasaki, K. Tanne: *Viscoelastic properties of bovine retrodiscal tissue under tensile stress-relaxation*, Eur J Oral Sci 2003; 518–522.
- [5] - R. Puxkandl, I. Zizak, O. Paris, J. Keckes, W. Tesch, S. Bernstorff, P. Purslow and P. Fratzl: *Viscoelastic properties of collagen: synchrotron radiation investigations and structural model*, The Royal Society (2002)
- [6] - D. C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst: *Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur*, Journal of Biomechanics 33 (2000) 1325-1330.
- [7] - Charles H. Turner, Jae Rho, Yuichi Takano, Ting Y. Tsui, George M. Pharr: *The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques*, Journal of Biomechanics 32 (1999) 437-441.
- [8] - L. Mezerová: *Experimental Verification of Viscoelastic Properties of Spongy Bone Tissue*, European Cells and Materials Vol. 7. Suppl. 2, 2004 (pages 45-46).