

IGF 11 - XI Convegno Nazionale  
Gruppo Italiano Frattura  
Brescia, 4-6 luglio 1995

UNA INTERPRETAZIONE DELL'EFFETTO DEI FORI NELLE OSSA LUNGHE

A. Corvi<sup>o</sup>, A. Mazzeranghi\*, F. Tonini\*

<sup>o</sup>Dipartimento di Meccanica, Università degli Studi di Ancona

\*Dipartimento di Meccanica e Tecnologie Industriali, Università degli Studi di Firenze

Sommario

L'applicazione di fissatori, esterni o interni, per il consolidamento delle fratture ossee è, oggi, pratica relativamente diffusa; il collegamento meccanico tra tali impianti e l'osso è realizzato mediante *elementi di presa* costituiti da fili, barre filettate e viti, per cui risulta inevitabile la realizzazione di fori nell'osso stesso.

L'attività oggetto della presente memoria ha, come obiettivo, la valutazione dell'effetto di riduzione della resistenza della struttura ossea provocata dai fori. In particolare si è indagato sulle conseguenze di fori di diverso diametro, cercando di individuare eventuali dimensioni critiche dell'intaglio introdotto.

Sono state condotte prove di trazione su tibie posteriori di conigli da esperimento su cui sono stati realizzati, in corrispondenza della zona centrale, fori di diverso diametro. E' stato in seguito realizzato un modello agli elementi finiti che è stato utilizzato per simulare il comportamento meccanico degli ossi forati, analogamente a quanto fatto sperimentalmente. Per l'individuazione del carico limite sono state effettuate appropriate considerazioni analizzando parametri energetici. Quest'analisi si è mostrata particolarmente efficace per la previsione del collasso della struttura; infatti è stato rilevato come esista un valore critico caratteristico dell'energia specifica di deformazione.

1. Introduzione

Le ossa sono classificabili, con riferimento alla loro forma esterna, in ossa lunghe, piatte e corte. Nelle ossa lunghe (femore, omero, etc.) il parametro lunghezza prevale su spessore e larghezza; esse sono costituite da una parte centrale di forma tubolare (*corpo o diafisi*) in tessuto osseo compatto (*corticale*) alle cui estremità sono presenti segmenti dimensionalmente più grandi (*epifisi*) in tessuto osseo spugnoso ricoperto sulla superficie

esterna da un sottile strato di tessuto compatto e dalle cartilagini articolari per i contatti con le ossa contigue.

Fra diafisi ed epifisi è individuabile una zona in tessuto spugnoso, detta *metafisi*, che durante il periodo dello sviluppo è separata dall'epifisi per mezzo della cartilagine di coniugazione (o di accrescimento) (fig. 1) [1].

Il tessuto osseo è costituito da cellule (gli *osteociti*), fibre e sostanza fondamentale. Quest'ultima è fortemente impregnata di sali minerali, che sono i responsabili principali della durezza e rigidità del tessuto; gli osteociti sono isolati e contenuti all'interno di cavità presenti nella sostanza fondamentale che è percorsa da fasci di fibre di *collagene*. A seconda dell'ordinamento delle fibre di collagene e dell'organizzazione della sostanza fondamentale, possiamo distinguere tre tipi di tessuti ossei: *dentina* (o avorio), *tessuto a fasci intrecciati* e *tessuto lamellare*; quest'ultimo è il costituente dominante delle ossa dei mammiferi adulti.

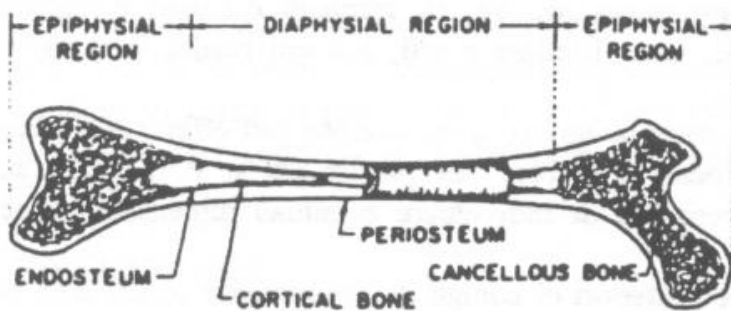


Fig. 1 - Tipica geometria della struttura di un osso lungo

fortemente eterogeneo a comportamento anisotropo che può, però, essere considerato con buona approssimazione trasversalmente isotropo.

Ovviamente le caratteristiche meccaniche variano tra osso compatto e osso spugnoso: il primo può sostenere maggiori carichi ed ha una deformazione a rottura notevolmente inferiore rispetto al secondo.

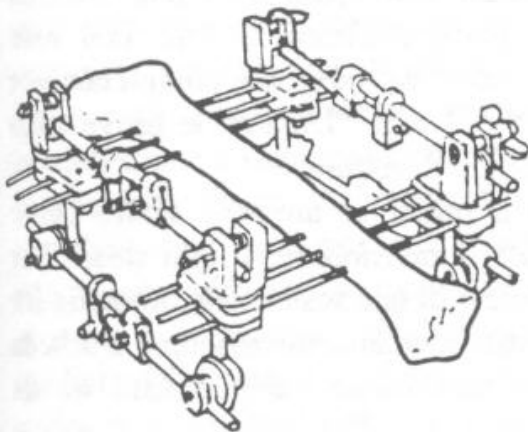
La riparazione della frattura in una corretta configurazione è favorita se è garantita una opportuna stabilità ai due monconi ossei: continue scomposizioni della rima di frattura portano infatti a inibire la formazione del callo osseo. La soluzione classica consiste nel non consentire alcuna possibilità di spostamento; in questo caso in gergo clinico si parla di *stabilità rigida* e quindi di *osteosintesi rigida*. Alcune moderne tecniche di sintesi possono, invece, prevedere una limitata e controllata mobilità dei monconi ossei, in senso assiale, che favorisce la funzione osteogenetica; in questo caso si parla di *stabilità elastica* e di *osteosintesi dinamica*.

Nel tessuto osseo lamellare la sostanza fondamentale è disposta molto ordinatamente in sottili strati adiacenti e paralleli tra di loro (*lamelle*). In ogni singola lamella i fasci delle fibre di collagene sono equi-orientati mentre presentano angolazioni diverse rispetto ai fasci delle lamelle adiacenti. L'osso risulta pertanto essere un materiale

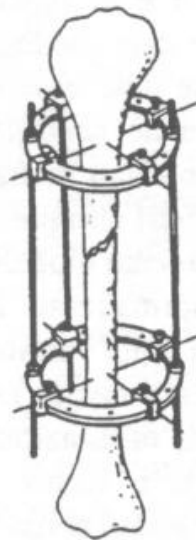
Le condizioni di stabilità elastica si ottengono generalmente applicando all'arto fratturato *fissatori esterni* (fig. 2) o *placche semirigide interne* direttamente ai segmenti ossei; nell'osteosintesi rigida la consolidazione è invece ottenuta con *viti e placche* o con *chiodi endomidollari* (fig. 3). La maggior parte dei mezzi di sintesi interna ed esterna fa uso di viti, di perni filettati e di fili transossei (di Kirschner) in presa o passanti in fori praticati nell'osso

in modo da attraversare una o entrambe le corticali [2].

Come in ogni struttura meccanica soggetta ad uno stato di tensione, la presenza di un foro o di un intaglio, provoca anche sull'osso una concentrazione delle tensioni e comunque una riduzione della resistenza strutturale. In una struttura reale a geometria articolata e costituita da un materiale anisotropo ed eterogeneo, come nel caso delle ossa lunghe, la valutazione degli effetti di questa



Hoffmann



Ilizarov

Fig. 2 - Esempi di fissatori esterni

concentrazione delle tensioni è estremamente complessa [3-5].

Il chirurgo ortopedico che si trova a dover installare un fissatore su un segmento osseo di un paziente, individua la configurazione dell'impianto in funzione delle esigenze cliniche (interferenza con tessuti molli, zone nervate altre strutture ossee e condizioni di mobilità delle articolazioni) e in funzione del comportamento biomeccanico del sistema osso-fissatore (stimolo alla osteogenesi) ma non dispone degli strumenti

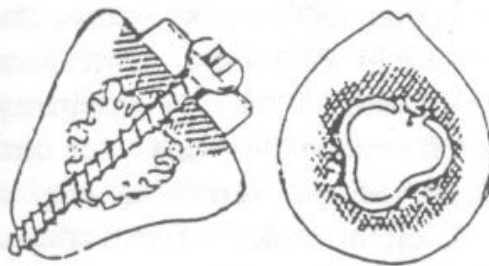


Fig. 3 - Esempio di fissatore interno

per porre nel giusto rilievo gli effetti di indebolimento delle strutture ossee dovuto alla presenza dei fori. In alcuni casi questo può contribuire all'insuccesso degli interventi.

Alla luce di queste considerazioni è emerso l'interesse per la messa a punto di modelli predittivi della riduzione della resistenza di segmenti ossei soggetti a fori di diametro e posizione diversa.

## 2. Attività sperimentale

Per la valutazione delle caratteristiche meccaniche degli ossi ed in particolare per l'individuazione dei parametri di riferimento per la realizzazione della successiva attività di modellazione è stata realizzata una campagna sperimentale su tibie di coniglio; la scelta del coniglio è stata praticamente obbligata, nell'ambito di ciò che consente la legislazione nazionale, sia per problemi di costi e di reperibilità che per problemi connessi con le dimensioni degli ossi. Le prove sono state condotte a trazione in controllo di spostamento.

Sono state condotte prove su diverse tibie *in vitro* su alcune delle quali sono stati praticati fori di diverso diametro nella sezione centrale della parte diafisaria. I fori, con asse perpendicolare al piano sagittale, sono stati realizzati in modo da trapassare completamente l'osso con punte da trapano di diametri compresi tra 0.5 e 2 mm. Durante le prove sono state acquisite le curve carico-spostamento globali ed i carichi di rottura.

I risultati delle prove sono stati normalizzati rispetto a quelli di un osso scelto come riferimento per depurarli dall'effetto della variabilità delle dimensioni degli ossi stessi. Per quanto riguarda la forma dei provini si è invece fatta l'ipotesi di una sostanziale omotetia fra i diversi ossi peraltro confermata dalle misurazioni realizzate mediante microscopio e scheda video. Come osso di riferimento si è scelto un osso non forato caratterizzato da un comportamento medio rispetto ai parametri considerati.

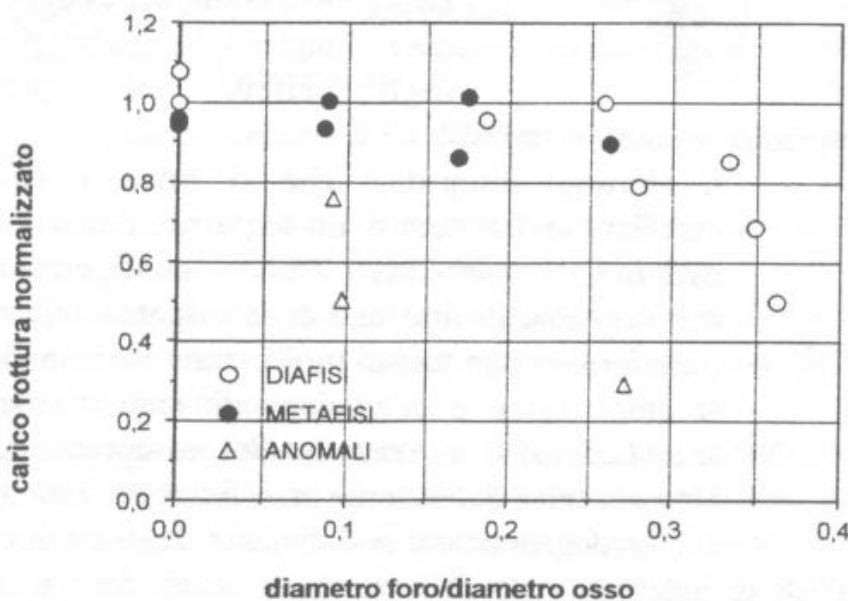


Fig. 4 - Carichi di rottura sperimentali normalizzati sul valore del carico di rottura medio dell'osso intero in funzione del rapporto tra diametro del foro e diametro medio dell'osso

Il parametro critico ai fini della valutazione degli effetti del foro in termini di integrità della struttura è ovviamente rappresentato dal carico di rottura dell'osso; si osserva che i carichi di rottura, normalizzati all'osso di riferimento, presentano una certa, prevedibile, variabilità (fig. 4). L'effetto del foro diventa prevalente, in termini di riduzione del carico di rottura dell'osso, solo per diametri di foro relativamente elevati (rapporto fra il diametro del foro ed il diametro dell'osso



maggiore del 20÷25%); in questo caso la rottura avviene in corrispondenza del foro mentre per diametri inferiori la rottura si verifica prevalentemente nella sezione *metafisaria distale*.

### 3. Modellazione numerica

Per la modellazione numerica del comportamento a rottura degli ossi sono stati realizzati, in funzione del diametro dei fori, modelli ad elementi finiti degli ossi stessi sulla cui base sono stati verificati diversi parametri di collasso [6].

La realizzazione di modelli ad elementi finiti per la valutazione del comportamento degli ossi prevede necessariamente alcune semplificazioni di partenza; come detto l'osso si compone sostanzialmente di due materiali dei quali uno solo, la corticale, rappresenta l'elemento principalmente preposto alla resistenza meccanica. Per conseguenza la modellazione è stata realizzata tenendo conto solo della conformazione e delle caratteristiche meccaniche di questo elemento. Esistono inoltre problemi connessi con la geometria variabile degli ossi per cui risulta utile una normalizzazione geometrica ad un osso di riferimento; nel caso in esame si è utilizzato come riferimento lo stesso osso rispetto al quale si erano normalizzati i risultati sperimentali. Il modello è stato realizzato solo per il tratto mediale della tibia che rappresenta la parte di osso interessata dai fori. Per quanto riguarda la scelta delle caratteristiche del materiale, in prima analisi si è fatta l'ipotesi che l'osso possa essere considerato un materiale lineare elastico e che il raggiungimento del collasso avvenga per l'effetto delle concentrazioni di tensioni [7]. A causa delle ridotte dimensioni delle tibie e della eccessiva specificità delle prove necessarie per una completa caratterizzazione meccanica del materiale, le proprietà meccaniche sono state definite facendo riferimento a quanto trovato in letteratura [8-14] e ai risultati delle prove sperimentali condotte. In particolare i dati di letteratura sono stati utilizzati per individuare rapporti di proporzionalità tipici tra le caratteristiche elastiche e di resistenza nelle varie direzioni che sono stati applicati ai valori delle rigidezze e delle tensioni medie nominali di rottura nelle direzioni degli assi longitudinali degli ossi, ottenute sperimentalmente. Le caratteristiche meccaniche definite e impiegate nel calcolo sono in tabella I dove l'asse *z* è orientato lungo la direzione longitudinale dell'osso.

Tab. I - Caratteristiche meccaniche utilizzate nella simulazione FEM in campo lineare

$E_x=13.9 \text{ GPa}$	$\nu_{xy}=0.45$	$G_{xy}=5.6 \text{ GPa}$
$E_y=E_x$	$\nu_{xz}=0.22$	$G_{xz}=7.1 \text{ GPa}$
$E_z=23.2 \text{ GPa}$	$\nu_{yz}=\nu_{xz}$	$G_{yz}=G_{xz}$

Sono state condotte analisi su modelli di ossi integri e con fori di diverso diametro (tra 7.5 e 35 % del diametro medio della zona diafisaria centrale).

Analizzando i risultati ottenuti nel caso di osso forato, in prossimità del foro si osserva una elevata

concentrazione di tensioni; valutando le condizioni limite secondo il criterio di Hill, si ottiene, al variare del rapporto tra il diametro del foro e il diametro medio dell'osso, l'andamento delle resistenze riportato in figura 5.

Come si può notare si ha una sostanziale sottostima dei carichi di rottura che ha indotto ad ipotizzare che il comportamento dell'osso possa meglio essere valutato facendo l'ipotesi di materiale elasto-plastico.

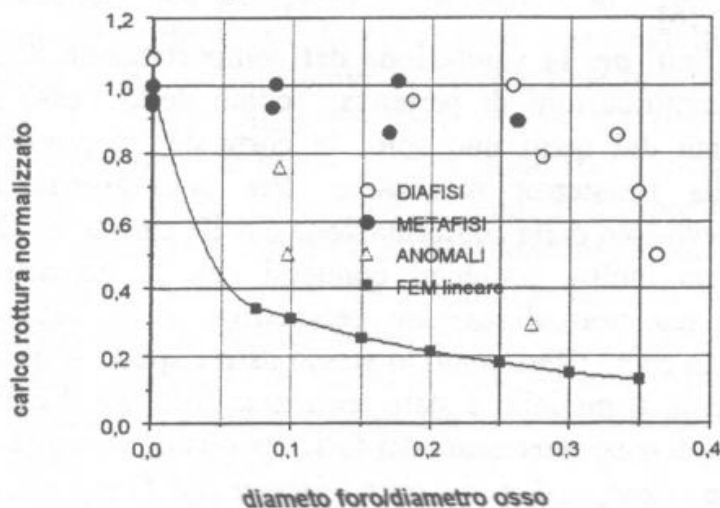


Fig. 5 - Andamento dei carichi di rottura valutati con il modello FEM lineare confrontato con i risultati sperimentali

Tab. II - Tensioni di snervamento utilizzate nella simulazione FEM in campo non lineare

$\sigma_{x,sn}=32$ MPa	$\tau_{xy,sn}=44$ MPa
$\sigma_y, sn= s_{x,sn}$	$\tau_{xz,sn}=56$ MPa
$\sigma_z,sn=84$ MPa	$\tau_{yz,sn}= \tau_{xz,sn}$

Tab. III - Caratteristiche meccaniche utilizzate per il tratto dopo lo snervamento nella simulazione FEM in campo non lineare

$S_x=0.9$ GPa	$D_{xy}=2.9$ GPa
$S_y=S_x$	$D_{xz}=3.7$ GPa
$S_z=1.5$ GPa	$D_{yz}=D_{xz}$

struttura, di particolari valori di tensione (tensione di snervamento,  $\sigma_{flaw}$  o tensione di rottura); dal confronto con i risultati sperimentali è risultato particolarmente indicativo il raggiungimento dello snervamento in una sezione chiusa dell'osso (fig. 6). Per tale evento,

La modellazione è stata realizzata facendo ricorso ad un materiale bilineare le cui tensioni di snervamento sono riportate in tabella II; le caratteristiche del materiale relative al tratto di curva successivo allo snervamento, ricavate secondo le modalità descritte precedentemente, sono riportate in tabella III.

Sulla base di tale modellazione, prima di tutto è stato verificato quanto intuito dai risultati sperimentali e dalla modellazione lineare, cioè che criteri di collasso

basati sulla valutazione dell'energia immessa nella zona del difetto, in analogia al  $J_c$  ottenuto con la procedura di Landes e Begley [15, 16], non consentono una corretta stima del comportamento a rottura degli ossi.

E' stato dunque necessario abbandonare i criteri basati sulla concentrazione delle tensioni per fare ricorso, invece, a criteri legati al raggiungimento di condizioni critiche generalizzate.

Si sono esaminate le mappe di tensione per valutare se fosse possibile individuare un particolare stato di tensione il cui raggiungimento potesse essere considerato indice del collasso dell'elemento; sono stati esaminati vari parametri basati sul superamento, in zone estese della

che si verifica per valori di carico prossimi a quelli di rottura sperimentali, si è anche osservato come per diametri di foro elevati la zona critica si trovi in corrispondenza del foro mentre per diametri più piccoli la zona critica sia situata nel tratto metafisario; questo conferma la correttezza di questo tipo di lettura in quanto segue correttamente la collocazione delle zone di rottura rilevata sperimentalmente. Si può dunque affermare che la stima del raggiungimento delle condizioni critiche da parte dell'osso, effettuata per questa via, fornisce informazioni attendibili naturalmente nei limiti di quello che comunque è essenzialmente un criterio qualitativo.



a)



b)

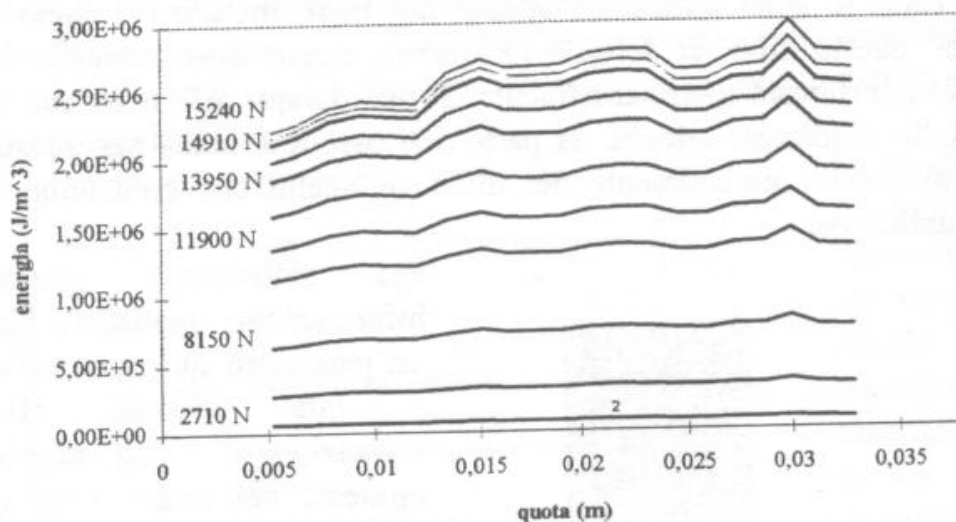
Fig. 6 - Mappa dello sviluppo della zona plasticizzata a diversi livelli di carico fino alla rottura: a) osso con foro con diametro pari al 30% del diametro medio della zona diafisaria; b) osso con foro con diametro pari al 10% del diametro medio della zona diafisaria

Per sintetizzare queste informazioni qualitative in un parametro quantitativo si è fatto ricorso alla valutazione dell'energia immessa nell'intero osso o nella sola "zona di rottura"; in particolare si è fatto ricorso all'energia specifica di deformazione introdotta all'interno di un volume definito come volume di processo in corrispondenza dell'evento del cedimento dell'elemento. Tale volume è stato individuato sulla base della conformazione delle zone di rottura sperimentali e della conformazione delle zone snervate ottenute dalle mappe FEM della modellazione non lineare.

E' stato possibile individuare, per tutti i diametri del foro, un volume interessato dal collasso

dell'osso avente dimensioni proporzionali alla circonferenza dell'osso stesso, compreso fra due sezioni perpendicolari all'asse z distanti fra loro la metà della circonferenza media dell'osso in quel tratto.

**Rapporto diametro foro/diametro osso 0.1**



**Rapporto diametro foro/diametro osso 0.3**

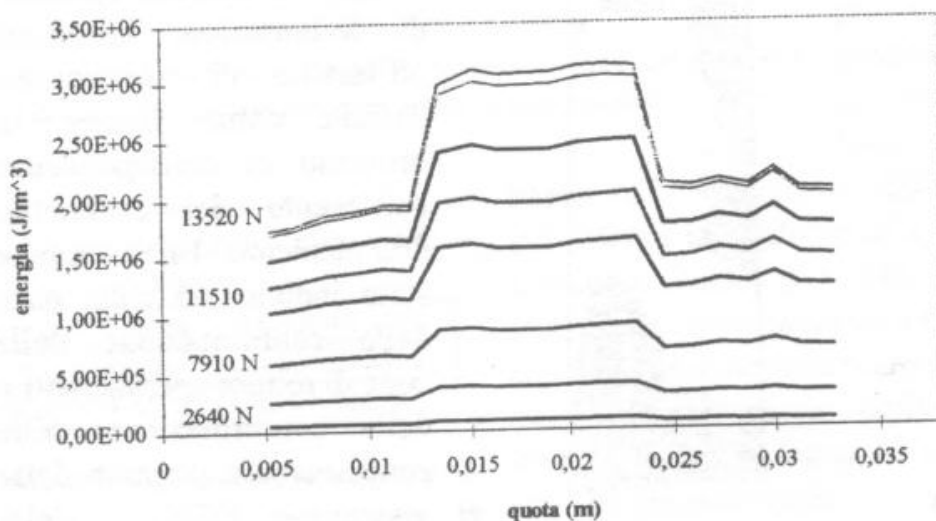


Fig. 7 - Andamento, lungo la direzione assiale, dell'energia di deformazione assorbita dall'osso a vari livelli di carico: a) osso con foro di diametro pari al 30% del diametro medio della zona diafisaria; b) osso con foro di diametro pari al 10% del diametro medio della zona diafisaria

sperimentali si è potuta rilevare la sostanziale coincidenza della regione di prevalente sviluppo del processo di collasso. Si è rilevato, inoltre, che il valore dell'energia specifica di deformazione immessa nel volume critico in corrispondenza del carico di rottura è pressoché costante per tutti i diametri del foro (fig. 8); è dunque stato possibile individuare un valore

Le dimensioni del volume critico così definito risultano sostanzialmente uguali sia nel caso di rottura in corrispondenza del foro (per fori di diametro elevato) che nel caso di rottura nella zona metafisaria.

Valutando, in corrispondenza del carico di rottura sperimentale, l'energia immessa nei volumi individuati scandendo lo sviluppo longitudinale dell'osso è stato possibile individuare i volumi che hanno assorbito la maggiore quantità di energia ovvero quelli nei quali, secondo questa ipotesi, si sarebbe verificato il collasso della struttura (fig. 7).

Dal confronto fra i risultati numerici così interpretati e quelli



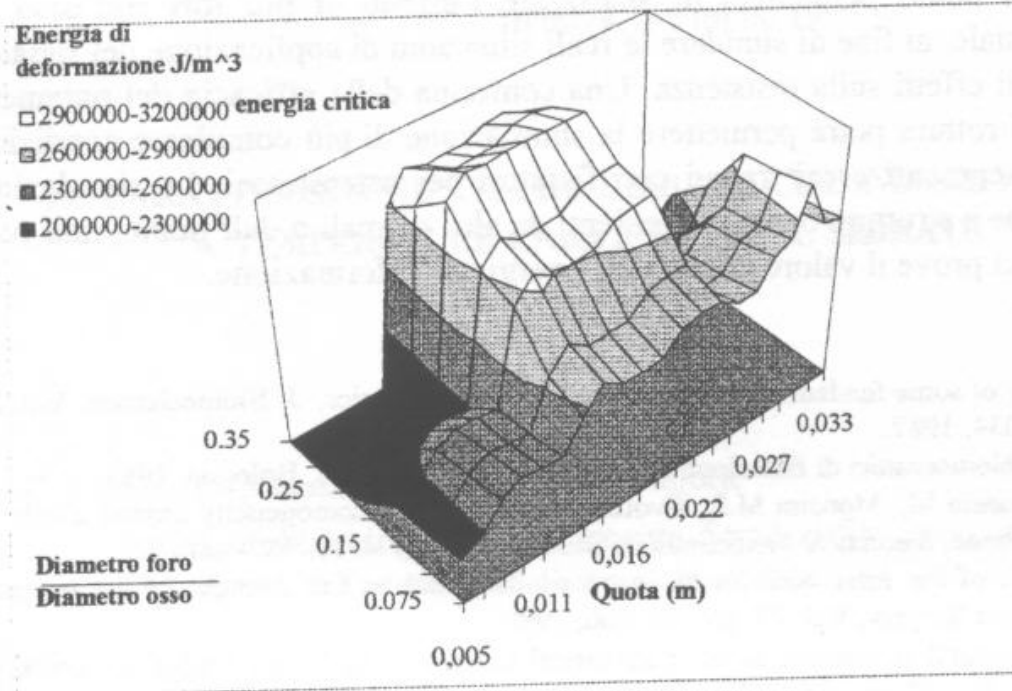


Fig. 8 - Confronto tra gli andamenti dell'energia di deformazione assorbita da ossi con fori diversi, in corrispondenza della condizione di collasso considerato un indicatore attendibile del collasso.

#### 4. Commenti e conclusioni

E' stata condotta una attività basata su rilievi sperimentali e analisi numerica per valutare l'effetto sulla resistenza di fori diafisari transcorticali nelle ossa lunghe. Si è evidenziato come nel caso di ossi forati con fori di diametro inferiore al 25% del diametro medio dell'osso non si verifichi una sostanziale riduzione della resistenza a trazione e come la rottura avvenga prevalentemente nella zona metafisaria, diversa quindi da quella forata. Nel caso, invece, di fori di diametro maggiore, la resistenza a rottura risulta marcatamente ridotta e la frattura avviene in corrispondenza della sezione forata. L'analisi numerica, coerente con i risultati sperimentali, ha messo in evidenza come l'analisi del collasso strutturale non possa essere effettuata a livello locale in quanto gli effetti della variazione della configurazione geometrica dovuti alla presenza del foro, considerata l'anisotropia del materiale e la particolare geometria, sono, in alcuni casi, prevalenti sull'effetto di intaglio. E' quindi stato necessario affrontare l'interpretazione dei risultati in termini energetici globali valutando l'energia specifica di deformazione associata al processo di collasso. Tale parametro è risultato essere significativo, nel caso in esame, in quanto indipendente dal diametro del foro ma caratteristico della sola struttura ossea.

critico dell'energia di deformazione che si ritiene dipenda essenzialmente dal materiale e non dalla geometria o dalle modalità di carico.

Il raggiungimento di tale valore critico per un qualunque volume dell'osso, definito in base alla dimensioni dell'osso stesso, può dunque essere

La procedura messa a punto permetterà di analizzare l'effetto di più fori sull'osso, in condizioni di carico assiale, al fine di simulare le reali situazioni di applicazione dei fissatori esterni per valutarne gli effetti sulla resistenza. Una conferma della efficacia del parametro anche per altri modi di rottura potrà permettere la simulazione di più complesse condizioni di carico possibili su segmenti ossei trattati con fissatori per osteosintesi. La simulazione potrà essere estesa anche a strutture ossee provenienti da altri animali o dall'uomo, una volta individuato con semplici prove il valore critico dell'energia di deformazione.

### Bibliografia

1. Roesler H., The history of some fundamental concepts in bone biomechanics, *J. Biomechanics*, Vol. 20, No. 11/12, pp. 1025-1034, 1987.
2. Castaman E., *Principi biomeccanici di fissazione esterna*, Aulo Gaggi Editore, Bologna, 1983.
3. Firoozbakhsh K., Aleyaasin M., Moneim M.S., Evolution of the bone inhomogeneity around a hole in an orthotropic plate of bone; theoretical predictions. *J. Biomechanics*, Vol. 25, 387-394.
4. Miller S.D., The effect of the entry hole for an intramedullary nail on the strenght of the proximal femour, *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 75, pp. 202-206, 1993.
5. Hipp J.A., et alii, Structural consequences of transcortical holes in long bones loaded in torsion, *J. Biomechanics*, Vol. 23, No. 12, pp. 1261-1268, 1990.
6. Huiskes R., Chao E.Y.S., A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics, *J. Biomechanics*, Vol. 16, pp. 385-409, 1982.
7. Choi K., et alii, The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus, *J. Biomechanics*, Vol. 23, No. 11, pp. 1103-1113, 1990.
8. Ashman R.B., Rho J.Y., Turner C.H., Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia, *J. Biomechanics*, Vol. 22, No. 8/9, pp. 895-900, 1989.
9. Sasaki N. et alii, Orientation of bone mineral and its role in the anisotropic mechanical properties of bone-transverse anisotropy, *J. Biomechanics*, Vol. 22, No. 2, pp. 157-164, 1989.
10. Cowin S.C., Mehrabadi M.M., Identification of the elastic symmetry of bone and other materials, *J. Biomechanics*, Vol. 22, No. 6/7, pp. 503-515 1989.
11. Cowin S.C., Hart R.T., Errors in the orientation of the principal stress axes if bone tissue is modeled as isotropic, *J. Biomechanics*, Vol. 23, No. 4, pp. 349-352, 1990.
12. Reilly D.T., Burstein A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *J. Biomechanics*, Vol. , pp. 393-405, 1975.
13. Lotz J.C., Gerhart T.N., Hayes W.C., Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur, *J. Biomechanics*, Vol. 24, No. 5, pp. 317-329, 1991.
14. Fondrk M., et alii, Some viscoplastic characteristics of bovine and human cortical bone, *J. Biomechanics*, Vol. 21, No. 8, pp. 623-630, 1988.
15. Begley J.A., Landes J.D., The J-Integral as a fracture criterion, ASTM STP 514, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 1-20, 1972.
16. Landes J.D., Begley J.A., The effect of specimen geometry on Jic, ASTM STP 514, American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 24-29, 1972.