

# CARACTERIZAÇÃO À FRATURA DO OSSO DE BOVINO SOB SOLICITAÇÕES DE PURO MODO II USANDO O ENSAIO *END NOTCHED FLEXURE*

## FRACTURE CHARACTERIZATION OF BOVINE BONE UNDER PURE MODE II LOADING USING THE END NOTCHED FLEXURE TEST

F. A. M. Pereira<sup>1</sup>, M. F. S. F. de Moura<sup>2</sup>, N. Dourado<sup>1</sup>, J. J. L. Morais<sup>1</sup>, M. I. R. Dias<sup>3</sup>

<sup>1</sup>CITAB/UTAD, Departamento de Engenharias, Quinta de Prados, 5001-801 Vila Real, Portugal

<sup>2</sup>DEMEGI, FEUP, Rua Dr. Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal

<sup>3</sup>CITAB/UTAD, Departamento de Ciências Veterinárias, Quinta de Prados, 5001-801 Vila Real, Portugal

\*mfmoura@fe.up.pt

### Resumo

*O objetivo deste trabalho consiste na caracterização à fratura do osso cortical de bovino no sistema de propagação TL, sob solicitações de puro modo II. Foi utilizado o ensaio ENF (End-Notched Flexure) recorrendo a uma miniaturização dos provetes habitualmente usados na caracterização à fratura em modo II de outros materiais. Realizaram-se ensaios experimentais que evidenciaram resultados consistentes apesar da variabilidade intrínseca dos materiais biológicos. Para a obtenção das curvas de Resistência usou-se um método baseado no comprimento de fenda equivalente que se revelou eficaz. Com o objetivo de validar esse método fez-se uma análise numérica recorrendo a elementos finitos, incorporando modelos coesivos que permitem simular a iniciação e a propagação de dano. Nestas simulações usou-se o valor médio da taxa crítica de libertação de energia ( $G_{IIc}$ ) obtido experimentalmente e verificou-se que a curva força-deslocamento e a curva de Resistência numéricas são bem representativas do espectro das curvas experimentais, o que valida a metodologia usada na caracterização à fratura do tecido ósseo em modo II.*

**Palavras-chave:** *Tecido ósseo; Caracterização à fratura em modo II; Ensaio ENF.*

### Abstract

*The objective of this work consists of fracture characterization of cortical bovine bone in the TL fracture system under pure mode II loading. The ENF (End-Notched Flexure) test was employed using miniaturized version of specimens utilized on mode II fracture characterization of other materials. The experimental tests provided consistent results despite the natural variability of biological materials. The Resistance-curves were successfully obtained by means of an equivalent crack length procedure. In order to validate the method, a finite element analysis including cohesive zone modelling that allows to simulate damage initiation and growth was performed. In these simulations the average value of fracture energy ( $G_{IIc}$ ) measured experimentally was used. It was observed that both, numerical load-displacement and Resistance-curves are well representative of experimental spectra which validates the proposed methodology used for fracture characterization of bone tissue under mode II loading.*

**Keywords:** *Bone tissue; Mode II fracture characterization; ENF test.*

## 1. INTRODUÇÃO

A aplicação dos conceitos da Mecânica da Fratura ao tecido ósseo é relativamente recente. Todavia, o problema do envelhecimento da população mundial promove uma crescente propensão para a ocorrência de fraturas, o que requer a aplicação de métodos mais sofisticados no que se refere ao estudo deste fenómeno. A maioria dos trabalhos de fratura concentra-se na análise em modo I de sollicitação, havendo escassas publicações sobre fratura sob modo II puro. Contudo, nas atividades diárias do ser humano as fraturas ocorrem frequentemente sob sollicitações de corte puro como é o caso, por exemplo, das fraturas induzidas por movimentos de rotação repentinos no decorrer de atividades desportivas. Consequentemente, a caracterização à fratura do tecido ósseo sob sollicitações de modo II constitui um tópico de investigação relevante. Ainda que escasso, existem alguns trabalhos publicados na literatura sobre este tema. Norman et al. [1] e Brown et al. [2] recorreram ao ensaio Compact Shear Test (CST) para a caracterização à fratura do osso humano. Todavia este ensaio revelou algumas desvantagens: (a) muito fraca variação da sua flexibilidade com o comprimento de fenda, o que inviabiliza uma fácil calibração da flexibilidade em função do comprimento de fenda; (b) existência de uma componente não negligenciável de modo I durante a propagação, tornando inviável a caracterização sob modo II puro. Mais recentemente Zimmermann et al. [3, 4] propuseram o ensaio *Asymmetric Four-Point Bending* (AFPB), usando provetes com uma pré-fenda localizada a meio vão, para ensaios sob sollicitações de modo misto I+II. A situação de puro modo II é conseguida quando a pré-fenda se encontra alinhada com o centro do dispositivo de carregamento, dado que nessa situação o momento fletor se anula, restando somente a sollicitação de corte. Contudo, uma análise numérica posterior realizada por Pereira et al. [5] revelou a existência de uma componente não negligenciável de modo I na zona de processo de fratura, mostrando

assim que o ensaio não propicia as condições ideais para a caracterização à fratura em puro modo II. Os ensaios *End-Loaded Split* (ELS) e *End-Notched Flexure* (ENF) foram usados recentemente por Pereira et al. [5, 6] para a caracterização à fratura do tecido ósseo em modo II puro. A necessidade de usar versões miniaturizadas dos provetes em ambos os ensaios origina alguns problemas, como é o caso do constrangimento da zona de processo durante a propagação.

Neste trabalho realizaram-se ensaios ENF em osso cortical de bovino jovem (com cerca de oito meses) com o intuito de melhorar o procedimento anteriormente desenvolvido [6], nomeadamente o comprimento da pré-fenda e a sua execução. Realizaram-se ainda simulações numéricas envolvendo elementos finitos e modelos coesivos, usando o valor médio da energia de fratura em modo II que foi obtido experimentalmente.

## 2. EXPERIMENTAÇÃO

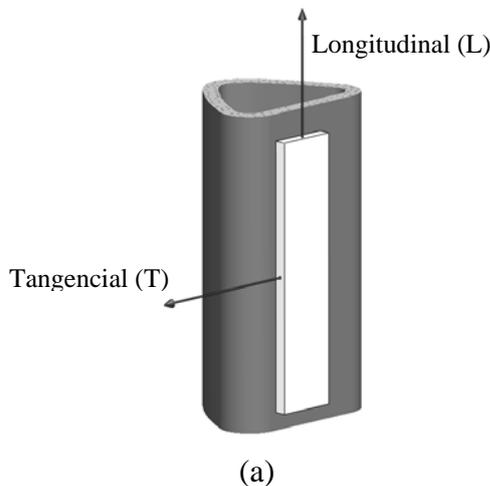
Fabricaram-se cinco provetes de tecido ósseo cortical, extraídos da região interior da diáfise do fémur (Figura 1). Os provetes foram maquinados a partir de tiras longitudinais de osso, extraídas de fémures de animais com cerca de oito meses de idade, um dia após o abate.



Fig. 1. Fémur de bovino com corte de uma tira de tecido ósseo cortical na região da diáfise.

Uma vez limpas, as tiras foram enroladas em gaze, previamente embebida em soro fisiológico, e acondicionadas numa arca frigorífica, à temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$ . As operações de maquinagem subsequentes foram realizadas após descongelação das tiras de osso, à temperatura ambiente, por um período de cerca de 12 horas. Nessas operações procedeu-se à remoção das regiões do perióstio e do endóstio, tendo-se

o cuidado de manter o osso permanente hidratado com soro fisiológico. Uma vez produzida a configuração em forma de paralelepípedo representada na Figura 2 (a), procedeu-se à abertura de uma ranhura longitudinal, em forma de “V”, de um e de outro lado do provete (plano LT), a meio da altura (direção z), com o objetivo de impedir o desvio da fenda durante o processo de propagação (Figura 2 b). Esta operação foi realizada com o auxílio de um disco de corte em aço super-rápido, com dentes inclinados a 60°. Concluída esta etapa, produziu-se o entalhe inicial ao longo da ranhura em V, numa extensão de aproximadamente 20 mm, com o auxílio de um disco de corte com 1 mm de espessura e com lubrificação (solução de água e óleo).



**Fig. 2.** Representação esquemática da posição do provete (a) e do ensaio ENF (b) do tecido ósseo cortical ( $2L_1 = 65$ ;  $2L = 60$ ;  $2h = 6$ ;  $t = 1$ ;  $B = 3.3$ ;  $b = 2.3$ ;  $a_0 = 18$  mm).

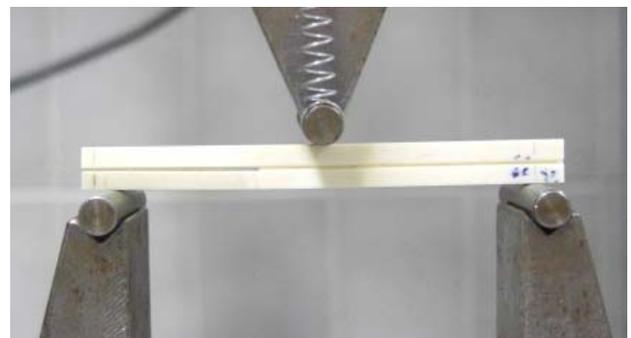
A operação de introdução do comprimento de fenda inicial ( $a_0$ ) ficou concluída fixando o provete na posição vertical na amarra inferior da máquina de ensaios

(MicroTester INSTRON® 5848), e fazendo avançar o atuador da máquina, onde se fixou uma lâmina de X-ato, de encontro ao provete (Figura 3). Nesta operação aplicou-se um deslocamento de 0,015 mm, à velocidade de avanço de 100 mm/min.

Os ensaios mecânicos foram realizados numa máquina MicroTester 5848 da INSTRON®, com controlo de deslocamento e à velocidade de 0,5 mm/min (Figura 4).



**Fig. 3.** Operação de propagação da fenda inicial com uma lâmina de X-ato.



**Fig. 4.** Ensaio ENF.

### 3. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

O ensaio ENF caracteriza-se pela dificuldade de identificação do comprimento de fenda durante a realização do ensaio. De facto, as faces do provete mantêm-se encostadas durante a propagação da fenda, o que inviabiliza a correta identificação da sua extremidade (Figura 5).

Neste contexto aplicou-se um modelo de fenda equivalente baseado na flexibilidade



**Fig. 5.** Detalhe da região da extremidade de fenda no ensaio ENF, evidenciando a difícil identificação da sua extremidade.

do provete e na teoria de vigas Timoshenko, previamente desenvolvido [6]. Esta teoria de vigas, assumindo que os braços do provete estão perfeitamente encastrados na secção da extremidade da fenda, fornece a seguinte expressão para a flexibilidade do provete:

$$C = \frac{3a^3 + 2L^3}{8Bh^3E_L} + \frac{3L}{10BhG_{LT}} \quad (1)$$

em que  $B$ ,  $h$  e  $L$  representam as dimensões do provete (Figura 2b),  $E_L$  e  $G_{LT}$  as propriedades elásticas,  $a$  o comprimento de fenda e  $C = \delta P$  a flexibilidade do provete. Tendo em consideração a variabilidade típica das propriedades do tecido ósseo (material biológico), e tendo em conta o rigor na execução da pré-fenda, podem-se usar os valores iniciais de  $a_0$  e  $C_0$  para estimar o módulo à flexão do provete que se pretende testar:

$$E_f = \frac{3a_0^3 + 2L^3}{8Bh^3} \left( C_0 - \frac{3L}{10BhG_{LT}} \right)^{-1} \quad (2)$$

Este procedimento elimina o erro que advém da utilização do valor médio do módulo longitudinal na determinação da energia de fratura. Por outro lado, permite o ajuste da teoria de vigas à realidade física do problema, na medida em que o efeito da rotação do provete (braços) na extremidade da fenda e da concentração de tensões na mesma região é contabilizado por via indireta. Durante a propagação, o comprimento de fenda equivalente ( $a_e$ ) pode ser calculado a partir da equação (1), usando  $E_f$  em vez de  $E_L$ :

$$a_e = \left[ \frac{C_c}{C_{0c}} a_0^3 + \frac{2}{3} \left( \frac{C_c}{C_{0c}} - 1 \right) L^3 \right]^{1/3} \quad (3)$$

sendo

$$C_c = C - \frac{3L}{10BhG_{LT}} \quad ; \quad C_{0c} = C_0 - \frac{3L}{10BhG_{LT}} \quad (4)$$

Recorrendo à equação de Irwin-Kies,

$$G_{II} = \frac{P^2}{2b} \frac{dC}{da} \quad (5)$$

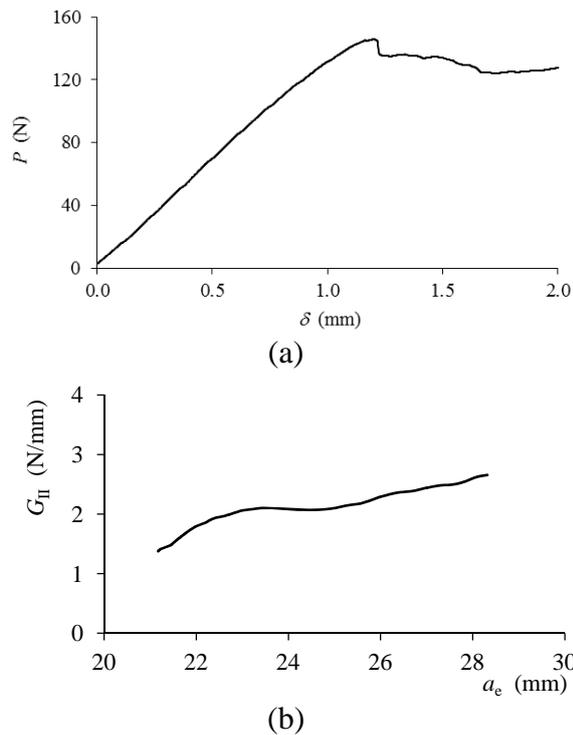
obtem-se a relação entre a energia de fratura e o comprimento de fenda equivalente (curva de resistência ou curva- $R$ ):

$$G_{II} = \frac{9P^2 a_e^2}{16Bbh^3 E_f} \quad (6)$$

Este procedimento apresenta as vantagens de não requerer a monitorização do comprimento de fenda durante a propagação e de propiciar a obtenção das curvas- $R$ , cujo patamar (i.e., a assíntota horizontal) permite estimar com rigor o valor da taxa crítica de libertação de energia de fratura ( $G_{IIc}$ ).

As Figuras 6 (a) e (b) apresentam, respetivamente, a curva força-deslocamento e a correspondente curva- $R$  de um dos ensaios experimentais. A curva- $R$  apresenta um tramo inicial ascendente que identifica a formação da zona de processo de fratura na extremidade da fenda. Esta zona inicial é seguida de um patamar que, na curva força-deslocamento se inicia na vizinhança da força máxima ( $P_{max}$ ). Este patamar ocorre durante uma propagação de 1,5 mm de  $a_e$ , aproximadamente, e a sua existência nos ensaios de fratura é fundamental na medida em que representa a existência de propagação auto semelhante durante a referida extensão de fenda. Na Figura 6 (b) verifica-se que o patamar é seguido de um aumento da energia de fratura, motivado pela influência espúria das forças compressivas que se geram na vizinhança do ponto central de carregamento (Figura 4).

Este efeito impede o natural desenvolvimento da zona de processo de



**Fig. 6.** Curva força-deslocamento (a) e a correspondente curva-R (b) de um ensaio experimental.

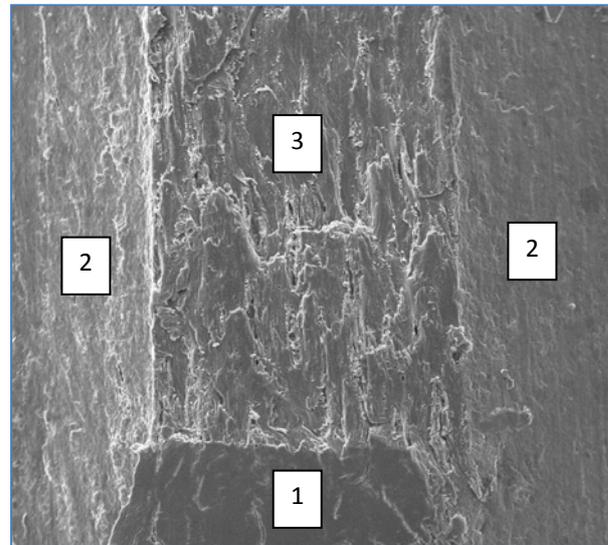
fratura, que se traduz no aumento espúrio da energia de fratura. Este aspeto é primordial e adquire especial relevo no ensaio ENF do osso cortical, na medida em que as dimensões do provete estão sujeitas a restrições naturais, o que pode impedir a obtenção do já referido patamar. Os quatro ensaios válidos (no 5º ensaio os braços do provete partiram por flexão, antes da propagação da fenda inicial) desta campanha apresentaram um patamar claramente identificável, o que valida este tipo de ensaio para a correta identificação da energia de fratura do osso em modo II. Os resultados obtidos para a energia de fratura estão resumidos na Tabela 1.

**Tabela 1.** Energias de fratura obtidas em modo II.

	ENF 1	ENF 2	ENF 3	ENF 4	Média	CoV (%)
$G_{IIc}$ (N/mm)	1.77	2.3	2.23	2.1	2.1	11.2

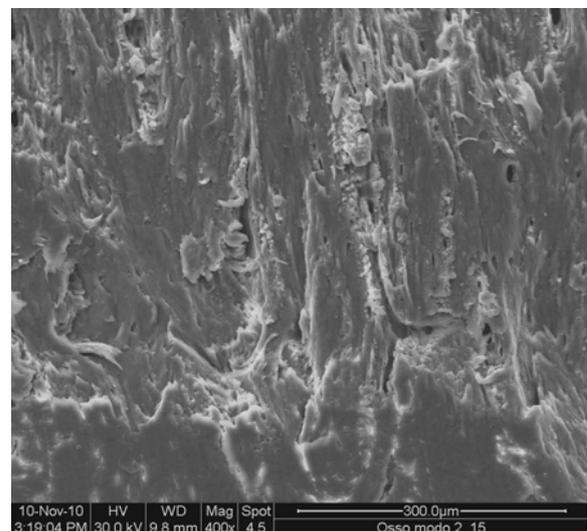
Foram também realizadas algumas fotografias por microscopia eletrónica de varrimento das superfícies de fratura obtidas em modo II. Na Figura 7 evidenciam-se as diferentes superfícies correspondentes à pré-fenda (Região 1), aos entalhes laterais longitudinais (Região 2) e à superfície de fratura em modo II (Região 3).

(Região 2) e à superfície de fratura em modo II (Região 3).



**Fig. 7.** Diferentes superfícies de fratura: (1) Pré-fenda; (2) Entalhes laterais longitudinais; (3) Superfície de fratura em modo II.

A Figura 8 propicia uma análise mais detalhada da superfície de fratura em modo II. Esta apresenta um aspeto muito irregular, que se explica pela microestrutura bastante heterogénea do tecido ósseo. Apesar da evidente irregularidade, é visível o alinhamento dos componentes microestruturais na superfície de fratura motivado pela solicitação de corte. Este mecanismo de arrancamento por corte, associado ao desenvolvimento de microfissuras, é responsável por dissipação de energia no processo de fratura em modo II aumentando assim a ductilidade do material.



**Fig. 8.** Detalhe da superfície de fratura em modo II.

#### 4. VALIDAÇÃO NUMÉRICA

Com o objetivo de proceder à validação do procedimento proposto para a identificação da curva-*R* realizou-se uma análise numérica recorrendo ao método dos elementos finitos, incluindo um modelo coesivo trapezoidal (Figura 9) previamente desenvolvido [7].

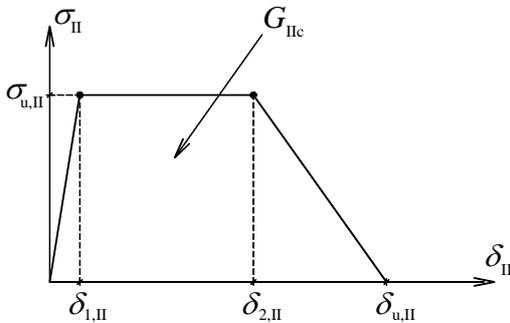


Fig. 9. Modelo coesivo trapezoidal.

Nesta simulação foram usados os parâmetros coesivos médios ( $\sigma_{u,II}=59.5$  MPa e  $\delta_{2,II}=0.018$  mm) obtidos em [6]. O valor de  $\delta_{1,II}$  é definido pela rigidez inicial utilizada ( $10^6$  N/mm<sup>3</sup>) e pelo valor de  $\sigma_{u,II}$ , ao passo que  $\delta_{u,II}$  se obtém igualando a área circunscrita pelo trapézio à taxa crítica de libertação de energia de fratura  $G_{IIc}$  média medida experimentalmente (Tabela 1).

Para a realização das simulações considerou-se uma malha refinada com 7680 elementos sólidos isoparamétricos de estado plano de tensão com 8 nós para simular o comportamento elástico do provete (largura *B*) e 240 elementos coesivos de 6 nós no plano médio do provete (largura *b*) para simular o desenvolvimento do dano (Figura 10). A diferença de larguras explica-se pela necessidade de simular a presença dos entalhes laterais longitudinais que forma executados para “forçar” a fenda a propagar pelo plano médio do provete (Figura 2 b). A pré-fenda é simulada com elementos coesivos previamente abertos que apenas transmitem tensões compressivas. O efeito do atrito foi desprezado tendo em consideração que durante os ensaios experimentais se colocaram na região da pré-fenda duas películas de Teflon® (Figura 4) embebidas num lubrificante com o intuito de minimizar este aspeto.

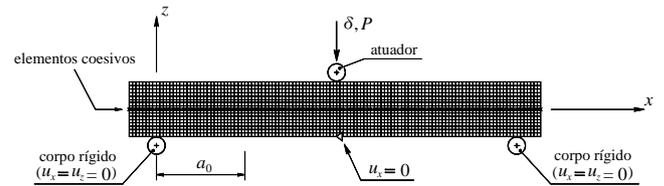


Fig. 10. Malha utilizada nas simulações do provete ENF de osso.

A Figura 11 (a) apresenta a comparação da curva força-deslocamento numérica com as experimentais. Constata-se a existência de uma boa representatividade geral da solução numérica relativamente ao espectro geral das curvas experimentais. A análise da Figura 11 (b) permite conclusões semelhantes embora a dispersão aparente seja superior, nomeadamente no tramo inicial das curvas-*R*. Tal facto deve-se à existência de diferenças no valor de  $a_0$  que propiciam valores diferentes de  $a_e$  no início das referidas curvas.

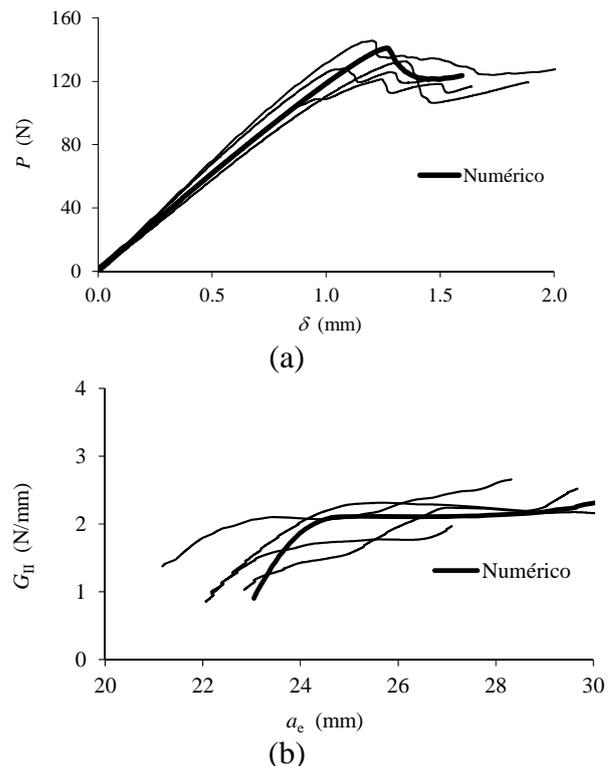


Fig. 11. Curvas força-deslocamento (a) e correspondentes curvas-*R* (b) com sobreposição dos resultados numéricos.

#### 5. CONCLUSÕES

Neste trabalho procedeu-se à caracterização à fratura sob solicitações de modo II do osso cortical de bovino jovem

usando o ensaio ENF, com provetes de dimensões reduzidas relativamente aos materiais convencionais. Com o objetivo de obter as curvas de resistência em modo II aplicou-se um método baseado no comprimento de fenda equivalente que evita a necessidade de medir o comprimento de fenda no decurso do ensaio. Os resultados obtidos mostraram que o ensaio e as dimensões selecionadas para os provetes propiciam a correta medição da energia de fratura em modo II, na medida em que se consegue identificar claramente a existência de um patamar em todas as curvas-*R*. O procedimento foi ainda validado numericamente recorrendo a uma simulação com elementos finitos de interface incorporando uma lei de dano trapezoidal, tendo sido inserida a energia de fratura média obtida nos ensaios experimentais. Obteve-se uma boa representatividade dos resultados numéricos quer ao nível das curvas força-deslocamento, quer ao nível das curvas de *Resistência*, o que valida todo o procedimento usado na determinação da energia de fratura do osso sob solicitações de modo II.

### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem à Fundação da Ciência e Tecnologia (FCT) o financiamento concedido através do projecto de investigação PTDC/EME-PME/119093/2010. O primeiro autor agradece à FCT o apoio concedido pela FCT através da Bolsa de Doutoramento SFRH/BD/80046/2011.

### **REFERÊNCIAS**

- [1] Norman, T.L., Nivargikar, V., Burr, D.B. (1996) Resistance to crack growth in human cortical bone is greater in shear than in tension, *J. Biomech.* 29, 1023-1031.
- [2] Brown C.U., Yeni Y.N., Norman T.L. (2000) Fracture toughness is dependent on bone location – A study of the femoral neck, femoral shaft, and the tibial shaft. *J. Biomed. Mater. Res.*, 49: 380-389.
- [3] Zimmermann, E.A., Launey, M.E., Barth, H.D., Ritchie, R.O., 2009. Mixed-mode fracture of human cortical bone. *Biomaterials* 30, 877–5884.
- [4] Zimmermann, E.A., Launey, M.E., Ritchie, R.O., 2010. The significance of crack-resistance curves to the mixed-mode fracture toughness of human cortical bone. *Biomaterials* 31, 5297–5305.
- [5] F.A.M. Pereira, J.J.L. Morais, N. Dourado, M.F.S.F. de Moura, M.I.R. Dias. Fracture characterization of bone under mode II loading using the end loaded split test. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4:1764–1773, 2011.
- [6] N. Dourado, F. A. M. Pereira, M. F. S. F. de Moura, J. J. L. Morais, M. I. R. Dias, Bone fracture characterization using the End Notched Flexure test. *Materials Science and Engineering C* 33:405–410, 2013.
- [7] R.D.S.G. Campilho, M.F.S.F. de Moura, D.A. Ramantani, J.J.L. Morais, J.J.M.S. Domingues, Tensile behaviour of three-dimensional carbon-epoxy adhesively bonded single- and double-strap repairs. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 29 (2009) 678–686.