

## SIMULAÇÃO DE FRATURA DO ÚMERO HUMANO UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS DISCRETOS

André Tura Markus<sup>a</sup>, Leticia Fleck Fadel Miguel<sup>b</sup>

<sup>a</sup>*Graduando em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, and\_markus@yahoo.com.br, <http://www-gmap.mecanica.ufrgs.br>*

<sup>b</sup>*Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>., Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil, [letffm@ufrgs.br](mailto:letffm@ufrgs.br), <http://www-gmap.mecanica.ufrgs.br>*

<sup>a,b</sup>*Grupo de Mecânica Aplicada, Rua Sarmento Leite 425, Térreo, CEP 90050-170, Porto Alegre, RS, Brasil.*

**Palavras-chaves:** Osso, Fratura, Úmero, Biomecânica, Método dos Elementos Discretos (DEM).

**Resumo.** O presente trabalho apresenta uma modelagem do Úmero humano num ambiente computacional, utilizando o Método dos Elementos Discretos (DEM). Este método permite a análise de fratura em um meio contínuo levando em conta a distribuição não-homogênea das propriedades do osso. Para tanto, converteram-se dados de distribuição de densidades do úmero obtidos por uma tomografia computadorizada, organizados e convertidos para um programa específico desenvolvido pelos autores em linguagem *Fortran*. Neste programa, que utiliza o DEM, o osso é constituído por uma série de módulos cúbicos treliçados cujas barras detêm as propriedades da região do úmero a qual se deseja analisar. O programa desenvolvido possibilita a desativação de barras rompidas em resposta a um carregamento aplicado, facilitando a visualização das regiões fraturadas. As simulações de fratura do úmero humano realizadas até o momento foram comparadas com dados da literatura técnica, mostrando que o programa desenvolvido apresenta grande potencial de aplicação.

## 1 INTRODUÇÃO

Devido à complexidade técnica e ética envolvida nos experimentos com tecidos humanos, a simulação numérica se apresenta como uma ótima ferramenta de substituição para a observação de fraturas nessas estruturas. Este trabalho propõe uma análise dos tipos de fratura que o úmero humano pode sofrer quando submetido a diferentes tipos de carregamentos. Através de uma Tomografia Computadorizada, a qual já havia passado por um processo de discretização utilizando uma malha de tetraedros, utilizaram-se as coordenadas de cada nó da malha e as propriedades obtidas de cada região. No entanto, para a representação e utilização no Método dos Elementos Discretos (DEM) se aplica uma conversão, transformando um retângulo formado por um número finito de células cúbicas, em um osso composto de barras e nós, como se descreve na Seção 2.

## 2 MÉTODO DOS ELEMENTOS DISCRETOS (DEM)

O Método dos Elementos Discretos consiste na representação do contínuo através de módulos cúbicos formados por treliças espaciais (Figura 1) cujas barras possuem a rigidez e as propriedades mecânicas do meio que se quer representar. A massa do contínuo é discretizada e concentrada nos nós do módulo cúbico. Um prisma treliçado é formado com a junção de um número finito de cubos, designado pelo programador (quanto maior o número de barras e nós, melhor discretizado é o objeto de análise). Tendo conhecimento das cargas aplicadas ou dos deslocamentos resultantes em cada nó, utiliza-se a equação diferencial do movimento, integrando-a utilizando o método das diferenças finitas centrais. Com a nova posição das barras e usando a lei constitutiva Bi-linear proposta por Rocha (1989) e apresentada na Figura 2, obtém-se a força atuante sobre a barra, comparando-a com a tensão máxima da mesma, calculada anteriormente. Quando rompida, a barra dissipa a energia cinética restante, evitando contaminação nos resultados colhidos. As energias internas de cada barra são armazenadas momento-a-momento e comparadas a fim de monitorar o balanço de energia.

O DEM, aplicado no ambiente de programação *Fortran*, é um método que possibilita assim, a análise de fratura, contornando a problemática de representação dos meios contínuos, já que as barras são visualmente desativadas quando rompidas, e não mais participam dos cálculos estruturais. Como as massas são discretizadas nos nós, e estes são levados em conta pelos cálculos no programa, o objeto permanece com a massa constante. Além disso, utilizando o método de integração direta da equação de movimento por diferenças finitas centrais, no qual o tempo é uma variável independente, trata-se a estrutura nesse pequeno intervalo como uma estrutura estática, contudo o seu conjunto permanece dinâmico, dando margem para modelagem de objetos em movimento (fratura em asas de avião, por exemplo).

A lei constitutiva Bi-linear (Figura 2) proposta por Rocha (1989) apresenta um comportamento elástico linear para compressão, contudo para carregamentos de tração, o material apresenta comportamento elástico linear até atingir um ponto de deformação  $\varepsilon_p$ , onde a partir desse ponto começa a ocorrer fratura. Através deste  $\varepsilon_p$  define-se a rigidez da estrutura em estudo, podendo modificá-lo para torná-lo mais fidedigno. No caso desse trabalho, foram utilizados dados de uma tomografia computadorizada para distribuir o valor da densidade de acordo com a região do osso, e assim calculando um novo  $\varepsilon_p$  para cada barra.

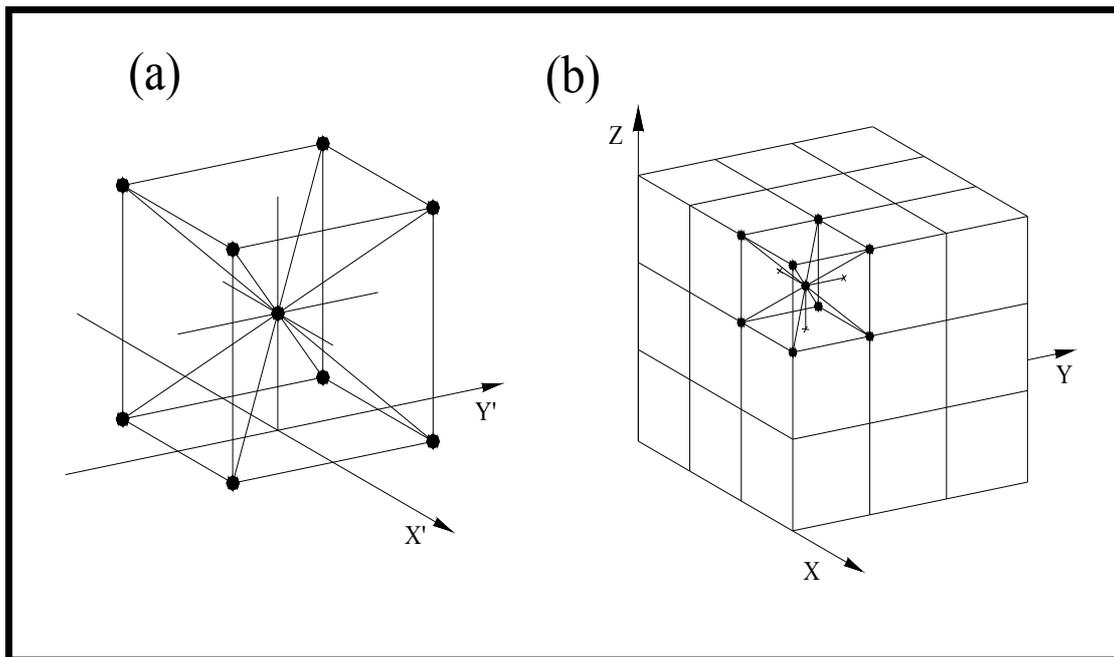


Figura 1: Módulo cúbico que compõem o prisma treliçado.

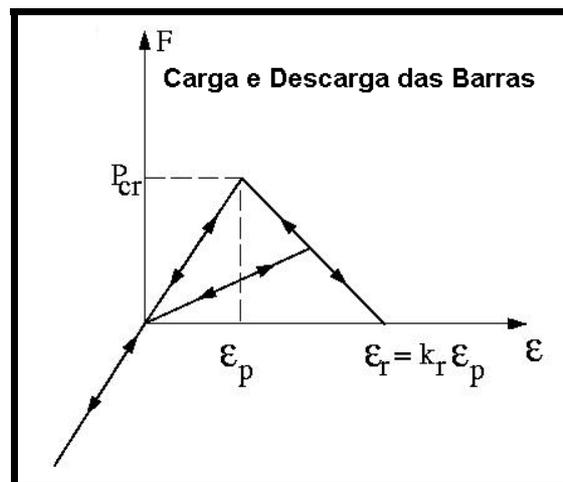


Figura 2: Lei constitutiva bi-linear para material frágil.

### 3 OBTENÇÃO DOS VALORES DE DENSIDADE APARENTE DO ÚMERO

Os valores de densidade aparente do úmero humano em estudo foram cedidos por Adrián P. Cisilino e sua equipe. Para adquirir os valores de densidade aparente em cada ponto do úmero se utilizou um aparelho de Tomografia Axial Computadorizada (TAC). Todo o procedimento pode ser melhor explicado no trabalho de Cisilino *et al.* (2007), que aqui será repassado nos seus pontos chaves. O aparelho de TAC emite raios X, cuja intensidade será capturada por um detector de radiação do outro lado do equipamento. O raio X emitido perde sua intensidade de acordo com alguns fatores como densidade da matéria, sua profundidade e número atômico. Assim, a variação dessa intensidade pode ser relacionada com a densidade da matéria atravessada. O coeficiente dessa variação é nomeado como coeficiente de

atenuação linear. Com esses valores é montada uma matriz de atenuação, com valores distintos por cada *pixel* de imagem. Valores são capturados de diferentes direções e sua disposição gráfica mostra os pontos com maior atenuação sendo mais claros em contraste com pontos mais escuros de matéria menos densa, como se mostra na Figura 3.



Figura 3: Tomografia computadorizada do úmero e escápula. Visão inferior.

Cisilino *et al.* (2007) se basearam no procedimento descrito por Taylor *et al.* (2002) no qual o valor de densidade aparente mínima ocorre na medula e possui o valor de  $\rho_{ap.min} = 0\text{gr/cm}^3$  enquanto o valor de densidade aparente máxima é de  $\rho_{ap.max} = 2\text{gr/cm}^3$  do tecido cortical mais compacto. Esses valores são associados diretamente com  $UH_{min}$  e  $UH_{max}$ , respectivamente coeficiente de atenuação mínimo e máximo da medula e do tecido cortical. Com base nesse comparativo pode-se escrever uma relação linear entre estas variáveis obtendo a seguinte expressão, que toma valores distintos de densidade para cada *pixel* da imagem da tomografia:

$$\rho_{ap} = \frac{2}{(UH_{max} - UH_{min})} UH - \frac{2 \cdot UH_{min}}{(UH_{max} - UH_{min})} [\text{gr/cm}^3] \quad (1)$$

Realizando uma varredura com o tomógrafo com 311 passos de 1mm nas epífises e 2,5mm nas diáfises obtiveram 311 imagens e seus respectivos valores de densidade para cada região. Cisilino *et al.* (2007) utilizaram um programa chamado *BoneBuilder*, que efetua uma varredura na imagem, dividindo com uma sobreposição de linhas horizontais e verticais para formar um gradeado, cuja intersecção das linhas formam os pontos de volume e a intersecção com o contorno forma a superfície. Posteriormente Cisilino *et al.* (2007) partiram dessa nuvem de pontos e usaram o programa *MeshSuite* para criar uma malha tetraédrica para análise em elementos finitos.

#### 4 DISCRETIZAÇÃO DO ÚMERO ATRAVÉS DO DEM

Todo o processo de discretização do contínuo utilizando o DEM pode ser detalhadamente visto na dissertação de Rocha (1989). No entanto, algumas etapas do procedimento serão reproduzidas neste trabalho. O programa escrito em linguagem *Fortran* recebe como entrada de dados o comprimento entre cada nó da estrutura  $L_{co}$ , valores de controle de saída de dados e algumas propriedades importantes da estrutura do osso como módulo de elasticidade  $E$ , energia específica de fratura  $G_f$  e coeficiente de Poisson  $\nu$ , entre outras. Partindo desses valores o programa gera automaticamente as coordenadas nodais e conectividades das barras do prisma treliçado. Em cada nó são atribuídos valores de massa de acordo com seu volume de influência – pode-se fazer uma analogia a um módulo de corpo centrado – assim a massa fica discretizada nos vértices do cubo, em vez de estar ligada às barras do prisma. Baseado nas propriedades de entrada é calculado o valor de  $\varepsilon_p$  que define a partir de que valor de deformação cada barra começa a romper, seguindo a lei Bi-linear descrita anteriormente e lembrando que o osso é um material frágil.

Neste ponto a versão deste programa proposta neste trabalho difere das demais, pois não se utilizam os dados de entrada do programa para calcular os valores de densidade das barras, mas sim os mesmos arquivos utilizados por Cisilino *et al.* (2007) arranjado para uma malha de elementos finitos. O desafio está em adaptar essa distribuição de propriedades de tetraedros para os cubos usados neste programa. Para tanto se sobrepõem as coordenadas do prisma no espaço sobre as coordenadas da malha de elementos finitos. Deste modo cada um dos tetraedros da malha irá conter um número de barras no seu interior que irão ganhar as propriedades de densidade referentes ao espaço que o tetraedro circunda.

Para saber se a barra está contida no interior do tetraedro, foi calculada a normal ao plano de cada face do tetraedro e usando fórmulas básicas de geometria, foi projetado o baricentro de cada barra em cada uma das superfícies. Se a barra estiver contida no interior das quatro faces do tetraedro, ela ganha seus valores de densidade. A Figura 4 mostra a foto do osso reproduzido no DEM.

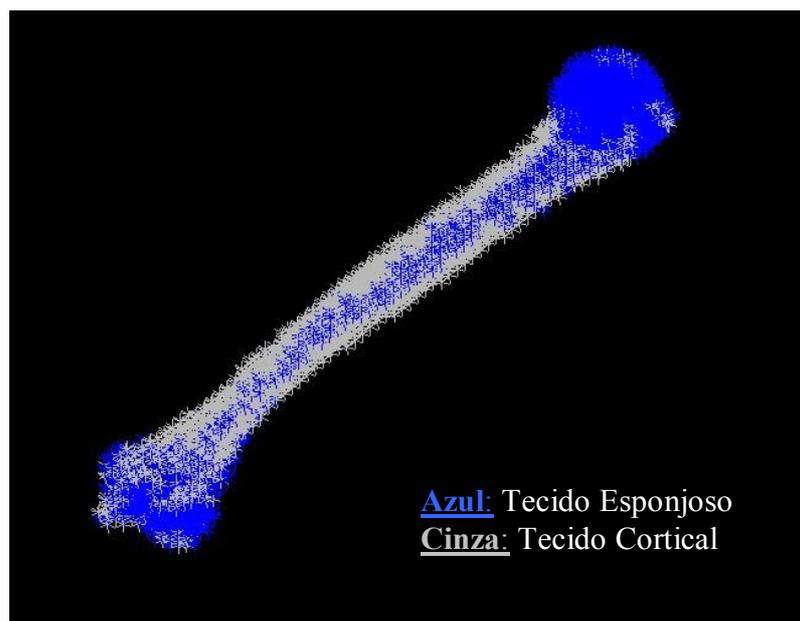


Figura 4: Úmero humano discretizado no DEM.

A Tabela 1 apresenta os valores das propriedades utilizadas para o úmero analisado. (Valores estes extraídos de *Fundamentals of Biomechanics* de A. B. Burstein).

Tabela 1: Propriedades do úmero humano estudado.

Propriedade	Valor
$E$ (módulo de elasticidade médio)	17,6GPa
$\rho$ (densidade média)	1950kg/m <sup>3</sup>
$\nu$ (coeficiente de Poisson)	0,25
$G_f$ (energia específica de fratura)	800N/m
$\varepsilon_p$ (deformação crítica)	1.9E-4

Segundo Pithioux *et al.* (2004) em seus estudos sobre o tecido cortical em bovinos com carregamento dinâmico, o módulo de elasticidade  $E$  usado neste trabalho está dentro do intervalo definido. Vale salientar que o estudo de Pithioux *et al.* (2004) foi baseado em tecido cortical de ossos bovinos longos, enquanto o modelo do presente trabalho apesar de ser um osso longo, leva em conta o tecido esponjoso. O coeficiente de Poisson está abaixo do proposto por Ebacher *et al.* (2007) para comportamento elástico, que ficariam em torno de  $0,35 \pm 0,03$  e  $0,34 \pm 0,01$  para tração e compressão, respectivamente.

O valor dado na Tabela 1 acerca da densidade se refere a um valor médio. Na Figura 5 apresenta-se um gráfico com os valores de densidade de acordo com a posição do nó, sendo zero o lado esquerdo de um corte transversal do úmero.

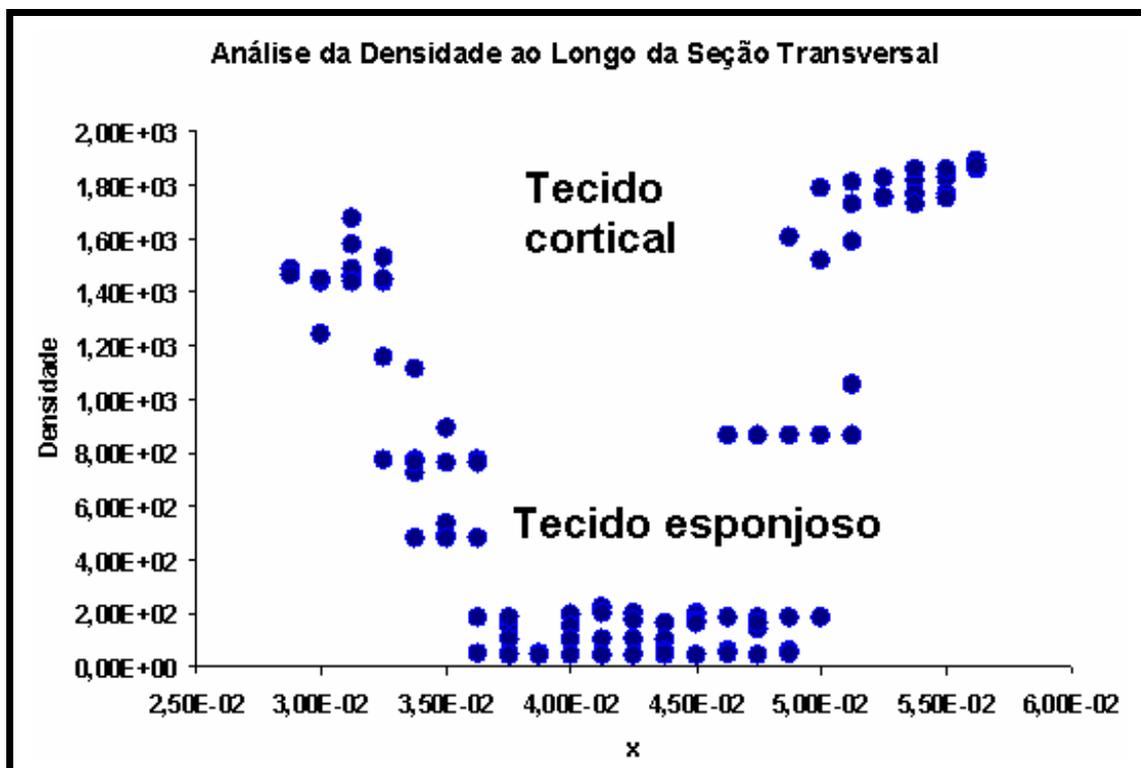


Figura 5: Variação da densidade do úmero humano em função da posição na seção transversal.

## 5 ANÁLISE DE FRATURA POR FLEXÃO

A literatura mostra que a maioria das fraturas em úmero ocorre na parte proximal devido à maior concentração de tecido esponjoso. A fim de reduzir o custo computacional, foi decidido restringir sua modelagem para somente a diáfise do osso e nela aplicar as cargas. Para a aplicação das mesmas foi escolhido o deslocamento prescrito para melhor controlar os fragmentos do osso, evitando que uma força excessiva pudesse destruir uma parte do osso e gerar um valor muito alto de energia cinética de uma partícula arremessada contaminando os dados coletados. Foi imposto então um deslocamento em uma distância de aproximadamente 4 vértices e se engastou um pequeno número de nós nas extremidades, como mostra a Figura 6. A Tabela 2 apresenta os valores das variáveis utilizados para aplicar o carregamento.

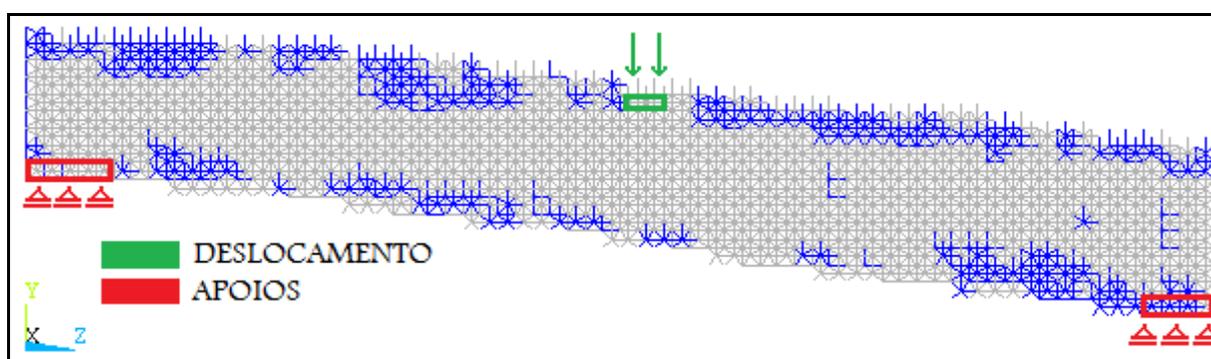


Figura 6: Engastes e local de aplicação de carga.

Tabela 2: Valores das variáveis utilizados para aplicar o carregamento.

Variável	Valor
Tempo total de integração	0,16s
Intervalo de tempo de integração	4,0E-8s
Carregamento	2500Pa
Deslocamento nos nós = Carregamento × Tempo instantâneo	

Como se pode observar na Tabela 2, o deslocamento prescrito aumenta linearmente com o tempo.

O programa então irá integrar a equação de movimento:

$$M\ddot{x} + C\dot{x} + F_r(t) - P(t) = 0 \quad (2)$$

na qual  $x$  representa o vetor de deslocamentos nodais,  $M$  a matriz de massa diagonal,  $C$  a matriz de amortecimento,  $F_r(t)$  o vetor de forças internas e  $P(t)$  o vetor de forças externas.

Com a força aplicada nos nós, que tem sua componente axial calculada sobre cada uma das barras do treliçado, compara-se com a deformação máxima de ruptura, qualificando-se momento a momento se a barra está íntegra, danificada ou rompida, quando visualmente desaparece e não contribui mais para os cálculos. Esses passos são repetidos para cada novo valor de tempo, tendo como arquivos de saída de dados as energias resultantes no sistema

(energia potencial, cinética e de dano) e imagens visualizáveis a partir do programa Ansys®.

## 6 RESULTADOS DA FRATURA POR FLEXÃO

Nas Figuras 7 a 9 apresentam-se os resultados obtidos do programa desenvolvido e visualmente gerados no *software* Ansys®. Na visão lateral (Fig. 7) fica notável que a fratura ocorre no meio, no lugar de aplicação dos deslocamentos e se comporta como uma fratura transversal. Numa visão oblíqua (Fig. 8), mostra-se uma clareza maior da fratura. A Figura 9 mostra uma vista superior da fratura. Nestas figuras as barras azuis representam o tecido esponjoso, as cinzas o tecido cortical, enquanto as barras roxas representam o tecido danificado.

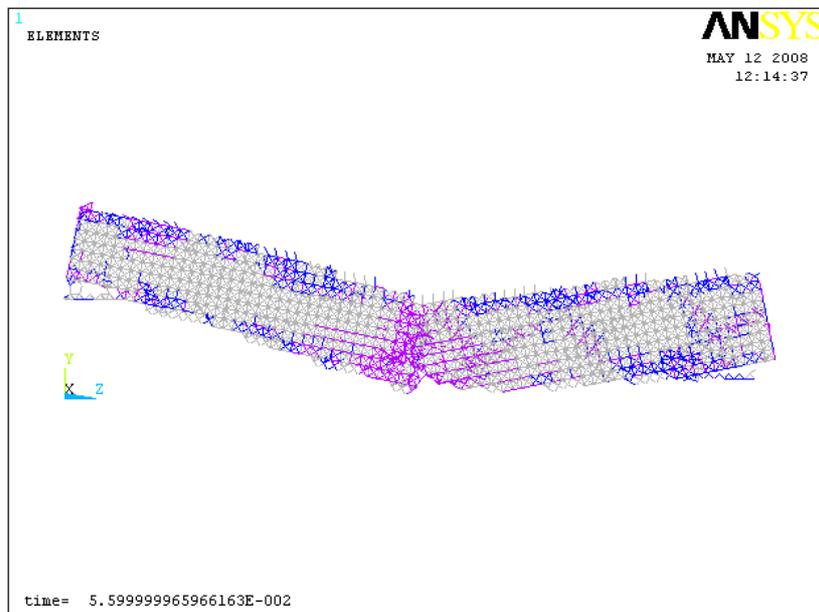


Figura 7: Resultado da análise de fratura por flexão (vista lateral).

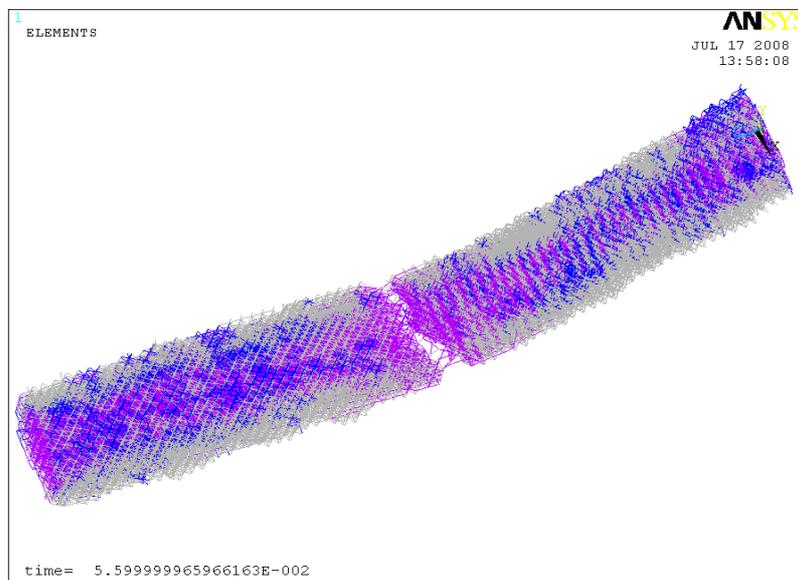


Figura 8: Resultado da análise de fratura por flexão (vista oblíqua).

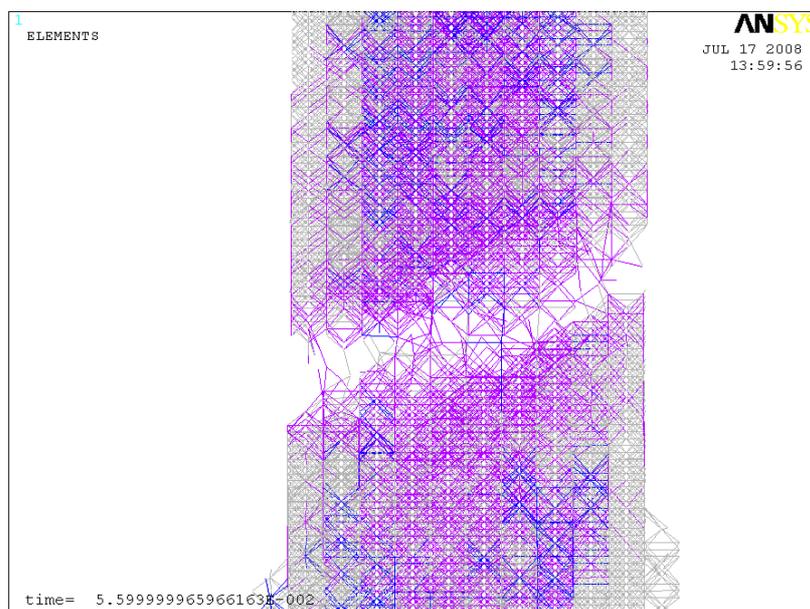


Figura 9: Resultado da análise de fratura por flexão (vista superior).

Na Figura 10 apresenta-se o gráfico das energias associadas ao sistema. Notar, contudo, que logo em seu início, até o tempo de  $1\text{E}-4\text{s}$ , é aplicado um amortecimento inicial 100 vezes maior que após este intervalo. Essa troca é feita para evitar uma excitação abrupta do sistema para que ele responda de maneira mais gradual ao carregamento.

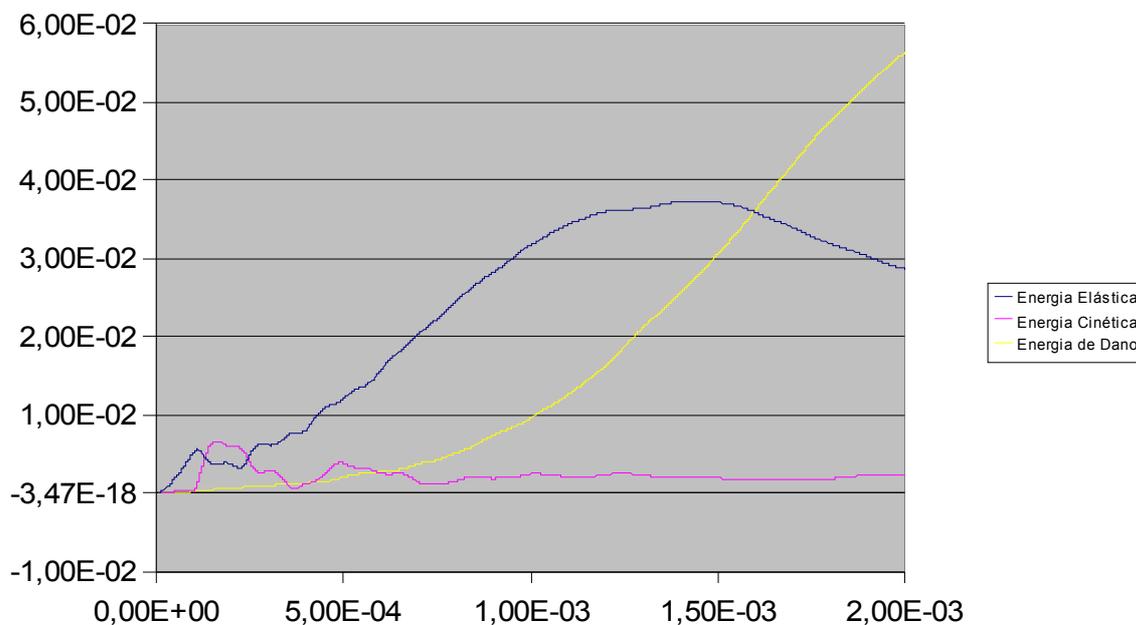


Figura 10: Variação das energias elástica, cinética e de dano em função do tempo.

Por ser um ensaio de flexão bi-apoiado a energia cinética é pequena, pois são pequenos os deslocamentos. A energia de dano dispara quando a energia elástica atinge seu ponto máximo,

contudo ela é crescente desde o início devido ao rompimento das barras internas referentes ao tecido esponjoso, muito menos denso. Logo no início do carregamento verifica-se que essas fraturas internas se propagarem ao longo de todo o tecido esponjoso, sendo o cortical o que realmente contribui para a resistência do material. A Figura 11 mostra um corte transversal um pouco afastado do ponto de ruptura do úmero.

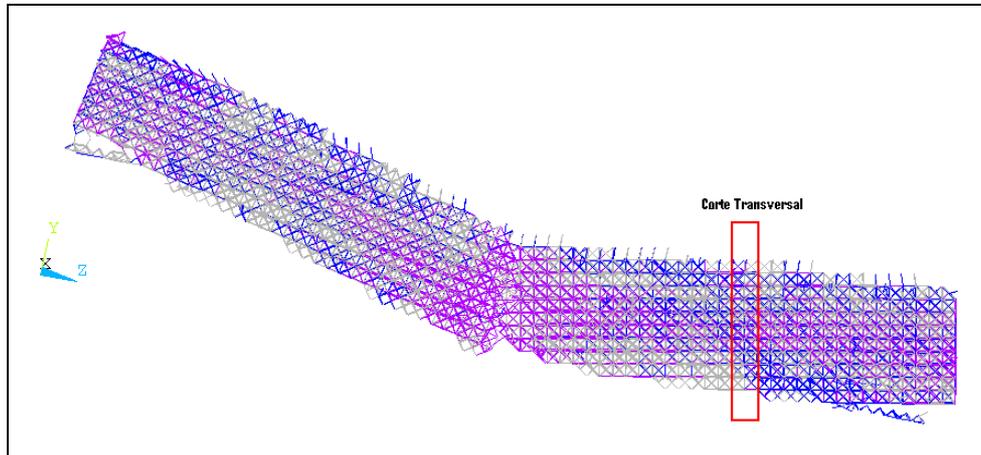


Figura 11a: Região do corte transversal.

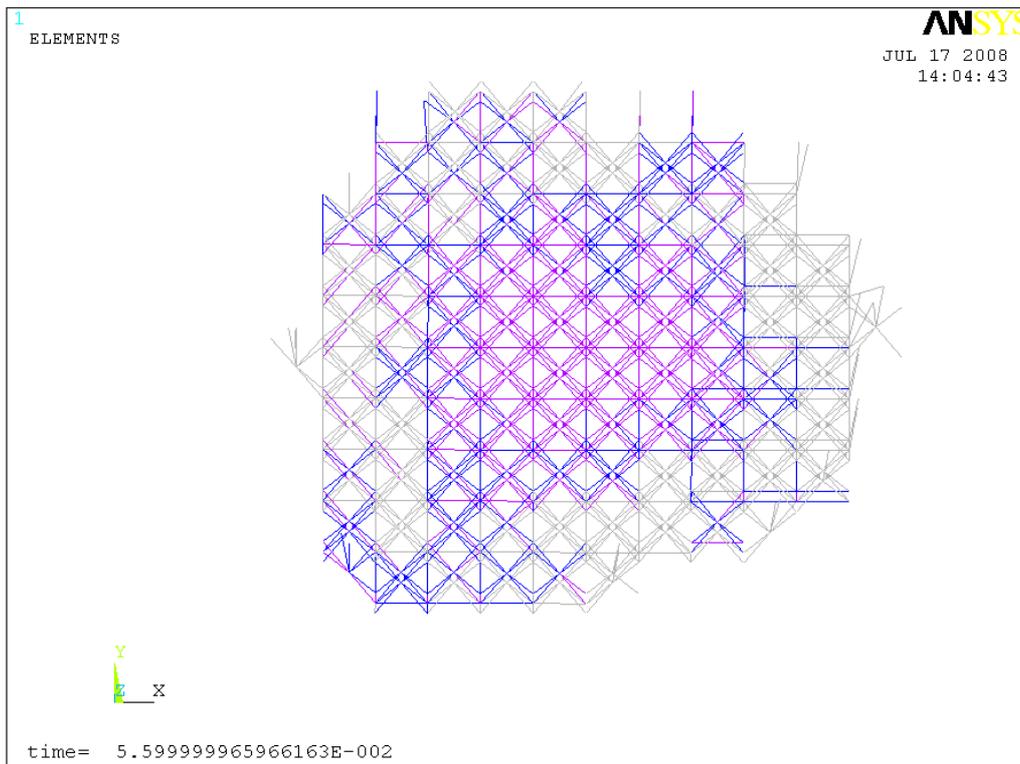


Figura 11b: Corte transversal mostrando os tecidos esponjoso (azul), cortical (cinza) e danificado (roxo).

## 7 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

O resultado esperado nesse trabalho seria uma fissura transversal reta ou em forma de Y (*butterfly*). Se comparado com os dados encontrados em Ebacher *et al.* (2007) e Pierce *et al.* (2004), os resultados obtidos pelo programa desenvolvido podem ser considerados próximos. O primeiro autor realizou ensaios de tração sobre tíbias de homens e mulheres de idade entre 67~88 anos. O segundo realizou um estudo e organização de imagens para relacionar tipos de fraturas, em crianças, com os carregamentos em que elas ocorrem e que tipos de acidentes diários poderiam infligir essas forças. As Figuras 12 e 13 mostram os ensaios realizados por Ebacher *et al.* (2007) e Pierce *et al.* (2004), respectivamente.

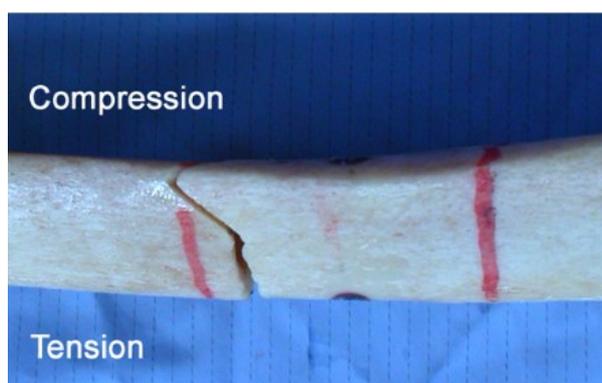


Figura 12: Fratura em tíbia por flexão (Ebacher *et al.*, 2007).

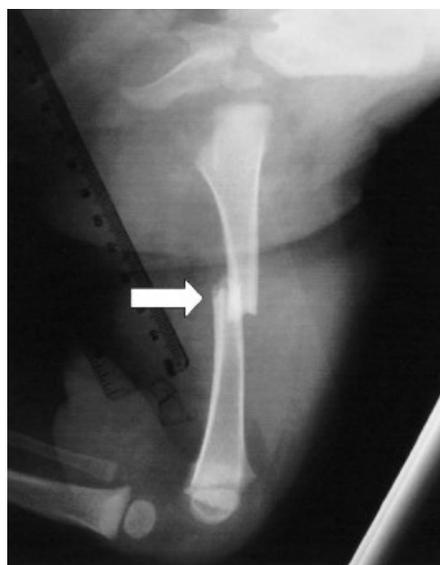


Figura 13: Radiografia de fratura transversal (Pierce *et al.*, 2004).

As pequenas diferenças entre a forma da fratura obtida com o programa desenvolvido e por Ebacher *et al.* (2007) e Pierce *et al.* (2004) podem ser devidas a fatores tais como, por exemplo, o coeficiente de Poisson, como especificado anteriormente o valor utilizado neste trabalho foi de 0,25 contra o de  $0,35 \pm 0,03$  e  $0,34 \pm 0,01$  para tração e compressão, respectivamente, propostos por Ebacher *et al.* (2007) para regime elástico. Além disso, os dados do osso aqui modelado foram retirados de um Homem de idade de 20 anos, que pode

influenciar diretamente nos resultados da fratura, mudando um pouco o padrão da ruptura, lembrando que os resultados obtidos por Ebacher *et al.* (2007) foram sobre amostras de idosos, enquanto as radiografias de Pierce *et al.* (2004) foram retiradas de crianças, que possuem muito mais colágeno na sua estrutura, o que lhes confere mais elasticidade ao osso.

Em virtude dos resultados promissores apresentados pelo programa desenvolvido pelos autores deste trabalho, o próximo passo deste estudo será comparar um ensaio de torção com as fraturas encontradas nesses casos, e posteriormente partir para carregamentos combinados.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro da FAPERGS (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio Grande do Sul) e à Ignacio Iturrioz (Prof. Dr. do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Burstein, A. H., Wright, T.M., *Fundamentals of orthopaedic biomechanics*, ISBN 0-683-01135-9, 1994
- Cisilino, A. P., Buroni, F. C., D'Amico, D. S., Sammartino, M. R., Capiel, C., Construcción de modelos de elementos finitos para el análisis mecánico de la estructura ósea del miembro superior. *Modelización Aplicada a la Ingeniería*, Walter E. Legnani et al Editores, Universidad Tecnológica Nacional. ISBN 978-950-42-0081-9, 2007.
- Ebacher, V., Tang, C., McKay, H., Oxland, T.R., Guy, P., Wang, R., Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending. *Bone*, 40(5), 1265-1275, 2007.
- Pierce, M. C., Bertocci, G. E., Vogeley, E., Moreland, M. S., Evaluating long bone fractures in children: a biomechanical approach with illustrative cases. *Child Abuse & Neglect*, 28, 505-524, 2004.
- Pithioux, M., Subit, D., Chabrand, P., Comparison of compact bone failure under two different loading rates: experimental and modelling approaches. *Medical Engineering & Physics*, 26, 647-653, 2004.
- Rocha, M. M., Ruptura e efeitos de escala em materiais não-homogeneos. *M. S. thesis*, CPGEC, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, 1989.
- Taylor, W. R., Roland, E., Ploeg, H., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M. D., Hobatho, M. C., Rakotomanana, L. e Clift, S. E., Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 35/6, 767-773, 2002.