

CARACTERIZAÇÃO DE UM FÊMUR SINTÉTICO EMPREGANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E VALIDAÇÃO POR EXTENSOMETRIA ÓTICA

L. Z. Karam*, L. Grabarski*, L. Carvalho**, M. A. Argenta***, J. A. Simões****, H. J. Kalinowski* e J. C. C. Silva*

*Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

**Escola Superior de Saúde Norte, Parede, Portugal

*** Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Brasil

****Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal

e-mail: jeanccs@utfpr.edu.br

Abstract: This paper presents a validation of a femur's numerical model using fiber Bragg grating sensors in a synthetic femur. The experimental methodology based on fiber Bragg grating sensor is a novel approach to assess bone strains, which could also be used to obtain biologic tissue strains in locations where conventional strain gauge use is not technically feasible. The experimental methodology and the methodology used at the load in the numerical simulation are the same, three load steps, the first one with 400 N, the second one with 700 N and the third and last one with 1000 N. The results can validate the anterior and posterior faces of the numerical model, whereas the distal and medial faces need adjustment for a complete validate.

Palavras-chave: Fêmur, Redes de Bragg, Método dos Elementos Finitos, Ensaio Mecânico.

Introdução

A espécie humana evoluiu adaptando-se às exigências do ambiente, por meio da seleção natural dos indivíduos mais aptos à sobrevivência. À sua maneira, o sistema músculo-esquelético também se adapta a partir de estímulos, desde o nascimento até a morte. O crescimento ocorre durante a infância, onde há alteração da forma e do tamanho dos ossos. A remodelação interna ocorre durante toda a vida, onde acontece a renovação da organização estrutural interna do osso, desempenhando importante papel no reparo de microdanos e manutenção da rigidez mecânica. Finalmente, a auto-reparação ocorre na presença de alguma fratura. A esse conjunto de propriedades contuma-se chamar genericamente de regeneração esquelética ou ainda, remodelagem ou remodelação óssea. Em suma, o osso é um tecido biológico altamente otimizado estruturalmente, desta forma maximiza-se o seu desempenho.

A idéia de que a remodelagem óssea é afetada pelos carregamentos mecânicos que lhe são impostos, remonta o século XIX, com origem nos trabalhos de Roux (1881) e Wolff (1892) [1]. Mais recentemente, surgiu uma nova área de interesse, a Mecanobiologia, que visa estudar a influência que os estímulos mecânicos têm a nível celular, e que estes por sua vez têm a nível da macroestrutura óssea.

A Ortopedia tem utilizado o MEF (Método de Elementos Finitos) como instrumento para predizer os efeitos das tensões nos tecidos ósseos e tecidos adjacentes, quando submetidos a um dado carregamento [2]. A geometria e as propriedades físicas dos materiais que compõem o osso, são reproduzidas de forma aproximada. Na realidade o osso tem propriedades anisotrópicas e heterogêneas, que variam de pessoa para pessoa. No entanto, nos modelos de elementos finitos em geral considera-se que o osso tem propriedades isotrópicas e homogêneas. Existem estudos experimentais que foram realizados para determinar as propriedades médias do osso.

O MEF é uma ferramenta matemática, com implementação computacional utilizada para resolver problemas em Bioengenharia, que tem se mostrado capaz de explorar os efeitos da aplicação de uma carga no comportamento biomecânico ósseo. Uma das vantagens desse método é poder ser aplicado a corpos de geometria irregular que contenham propriedades materiais heterogêneas.

O objetivo deste artigo é o desenvolvimento de um sistema para a validação experimental de um modelo tridimensional em MEF. O modelo será utilizado para simular o comportamento biomecânico de um fêmur humano intacto, quando sujeito as cargas fisiológicas.

A validação experimental dos resultados foi realizada por meio de ensaios mecânicos com um fêmur sintético, instrumentado com redes de Bragg em fibra ótica. Estes sensores permitem obter as deformações nos pontos onde são inseridos, e posteriormente serão comparadas com as obtidas pelo modelo numérico.

Uma rede de Bragg é essencialmente uma microestrutura de dimensões reduzidas (~ 2 mm) que pode ser inscrita no núcleo de uma fibra ótica ($\varnothing_{\text{núcleo}} \approx 10 \mu\text{m}$, $\varnothing_{\text{fibra}} \approx 125 \mu\text{m}$) por métodos diversos utilizando radiação UV. Essa microestrutura consiste numa alteração periódica e localizada do índice de refração, da ordem dos 0.1 %, que tem

origem no mecanismo físico da fotossensibilidade, particularmente observável em fibras de sílica com dopagens de germânio, padrão para telecomunicações, submetidas a tratamento com hidrogênio a alta pressão [3].

Materiais e Métodos

No desenvolvimento deste estudo foram utilizados produtos desenvolvidos pela Sawbones®. O fêmur (Figura 1) em questão tem características muito próximas a um osso humano íntegro e em condições normais, onde se pode distinguir uma região de osso trabecular revestido de osso cortical. Este tipo de material teve recentemente lançado o produto de 4ª geração, melhorando características importantes para ensaios mecânicos [4-10].

Com base no modelo sintético, foi desenvolvido um modelo CAD pelo *The Standardized Femur Program* [4], o modelo CAD necessitou algumas alterações para melhor adequar-se ao modelo de 4ª Geração, principalmente no que diz respeito à diferenciação entre os sólidos do osso cortical e osso trabecular. Todas as alterações foram realizadas utilizando CAD SolidWorks®. Com base no modelo geométrico ajustado, o mesmo foi importado para o software ANSYS V.10 onde foi gerada uma malha de 15.725 nós com 5.253 elementos e feita a simulação numérica. Considerou-se que o fêmur está fixo na região epifisária inferior (côndilos), e que este se encontra posicionado a 11° no plano frontal, ao qual foram aplicadas cargas de 400 N, 700 N e 1000 N na cabeça do fêmur, no sentido vertical, a figura 2 ilustra a montagem utilizada. Os materiais, para a simulação numérica, foram considerados lineares e isotrópicos, conforme os dados fornecidos pela Sawbones® e listados na tabela 1.



Figura 1: Modelo CAD do Fêmur 4ª Geração Sawbones®.

Tabela 1: Propriedades Materiais dos Fêmures Sawbones®

Fêmures Sawbones®	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Cortical	16,7 GPa	0,26
Trabecular	137 Mpa	0,3

As condições de fixação e carga utilizadas para a simulação numérica, replicam as condições em que foram realizados os ensaios mecânicos experimentais.

Para o ensaio experimental, o fêmur foi instrumentado com redes de Bragg em fibra ótica para medir as deformações locais na superfície do osso. Foram colados sensores, multiplexados em comprimento de onda e gravados num único trecho de fibra ótica, na região diafisária das 4 faces principais do fêmur (anterior, posterior, lateral e medial), cada uma com três sensores, totalizando doze sensores, como indicado na figura 3. Os mesmos estão numerados pela ordem crescente dos respectivos comprimentos de onda correspondendo aos sensores 1, 2 e 3 na face anterior, os sensores 10, 11 e 12 na face posterior, os sensores 4, 5 e 6 na face lateral, os sensores 7, 8 e 9 na face medial e os sensores 10, 11 e 12 na face posterior.



Figura 2: Posicionamento do Fêmur no Ensaio Mecânico Experimental.



Figura 3: Modelo CAD do Fêmur Instrumentado com FBG.

Os carregamentos foram aplicados usando uma máquina universal de ensaios mecânicos da marca MTS, modelo MST-820. A variação de comprimento de onda de cada rede foi adquirida pelo sistema de medição da Micron Optics Inc., modelo sm125, convertidos para valores de deformação (μStrain). Para cada carregamento foram realizados cinco ensaios para aferir a repetibilidade do sistema.

Discussão

Com a repetição dos ensaios para cada carregamento, foi possível aferir a repetibilidade do sistema, verificando que os valores foram sempre concordantes. Tendo isso em conta, os resultados experimentais apresentados só correspondem à média dos ensaios.

Como o objetivo é validar o modelo numérico em relação ao modelo experimental, foram criados gráficos, para cada uma das faces anatômicas, consideradas anteriormente, onde são comparados os valores (extensões) adquiridos pelo dois métodos. Para os resultados numéricos e uma vez que os valores de deformação são lidos nos nós, por isso pontuais, e dado que o sensor corresponde a uma dada área, mesmo que pequena, foram consideradas para os valores numéricos a média dos valores obtidos para nós adjacentes aproximadamente correspondendo a esta área.

Nos gráficos das figuras 4 e 5, estão representados os valores obtidos para as faces anterior e posterior. Pela comparação dos dois gráficos pode verificar-se que o comportamento é semelhante, havendo uma diferença que se mantém aproximadamente constante, para todos os carregamentos, entre os valores numéricos e experimentais. No entanto, o mesmo já não se verifica para as outras duas faces, representadas pelas figuras 6 e 7. Para as faces anterior e posterior as maiores diferenças ocorrem para as posições inferiores (distalmente), por estarem localizadas de maneira mais próxima à zona de fixação do fêmur.

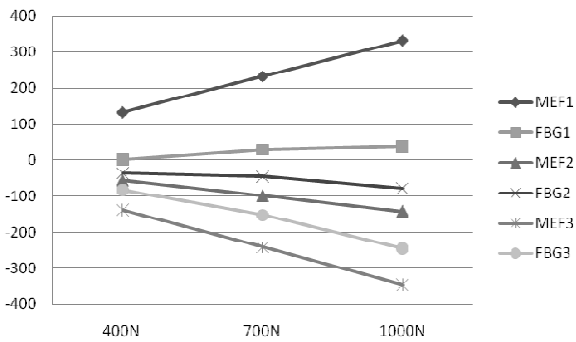


Figura 4: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face anterior.

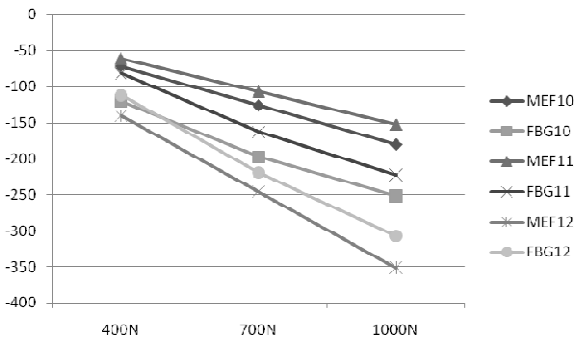


Figura 5: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face posterior.

Para as faces medial e lateral, verificou-se que as maiores diferenças entre os valores numéricos e experimentais ocorriam na zona superior (proximalmente), correspondente a zonas de maior deslocamento. Nestas duas faces foi possível observar que não havia tanta concordância entre os dois métodos, principalmente porque os resultados numéricos não mostram grandes diferenças de deformação para as três posições dos sensores, apresentando uma distribuição mais uniforme, como se podem ver na figura 8. No entanto, existem outros estudos numéricos [6-7] que contrapõem estas observações. Esses autores verificaram que é nessas faces, medial e lateral, que aparecem os maiores efeitos de flexão.

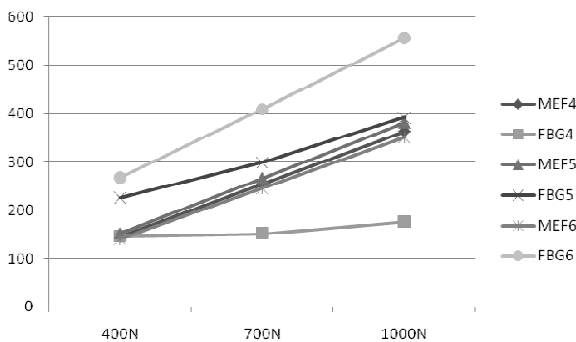


Figura 6: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face lateral.

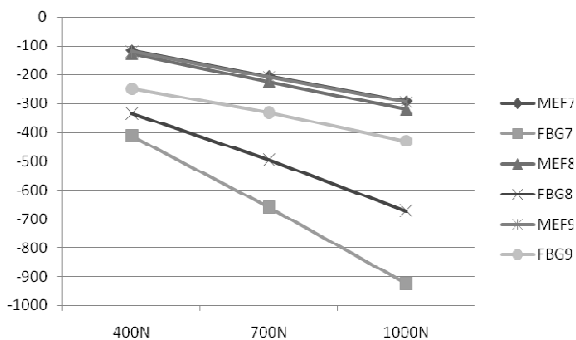


Figura 7: Comparação entre as extensões experimentais e as deformações numéricas para a face medial.

Os padrões de distribuição de deformações que se observam, podem estar relacionados a vários fatores, como, por exemplo, a área de aplicação da força, e a direção [8]. No caso do modelo numérico a força é aplicada verticalmente e dada a geometria do fêmur, uma pequena diferença na área de aplicação da força pode induzir um carregamento mais em compressão do que em flexão, como parece ser este o caso [9].

Para o ensaio experimental vê-se claramente que estas duas faces estão sujeitas a esforços de flexão. Por outro lado, pode-se constatar pelos resultados experimentais, que o material do qual é feito o fêmur não tem comportamento linear, uma vez que não existe uma relação direta entre a carga aplicação e a deformação medida.

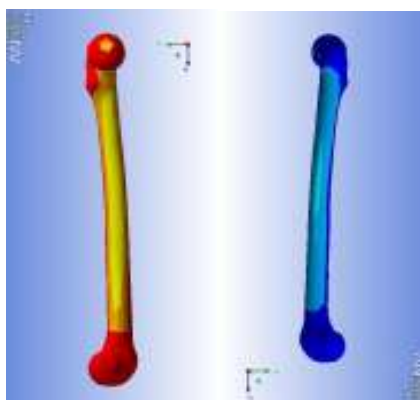


Figura 8: Distribuição das deformações para a face Medial e Lateral do Fêmur.

Conclusão

Com este trabalho foi possível verificar que a validação do modelo numérico proposto, com o modelo experimental não foi possível para todas as faces do fêmur, na análise quantitativa. A aproximação dos resultados numéricos aos resultados experimentais será tanto maior quanto maior for a complexidade considerada para o modelo numérico. Para isso está sendo desenvolvido um modelo numérico mais detalhado aproximando ainda mais as características do fêmur sintético. Do mesmo modo, pretendemos construir um sistema para uma melhor aplicação das cargas no ensaio mecânico, assim aproximando ainda mais o modelo experimental da realidade. A descrição do comportamento não linear dos materiais nos modelos numéricos, assim como as condições de carregamento são fatores preponderante, tendo em vista a replicação dos resultados experimentais, desta forma aproximar mais ainda as características do modelo e do ensaio experimental.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, CAPES, FINEP, Fundação Araucária e Universidade de Aveiro – Portugal, pelo apoio a este projeto. Agradecem também ao Professor Ricardo Fernando dos Reis do Departamento Acadêmico de Mecânica da UTFPR pelo auxílio nos ensaios com a Máquina Universal de Ensaio Mecânicos.

Referências

- [1] Huiskes, R. (2000), “If bone is the answer, then what is the question?” *Journal of Anatomy*, v. 197, p. 145-56.
- [2] Huiskes, R., Chao, E. Y. S. (1983) “A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade.” *Journal of Biomechanics*. 1983;16(6): 385-409.
- [3] A. Othonos and K. Kalli, “Fiber Bragg Gratings, Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing”, Boston, Artech House, 1999.
- [4] Heiner, A.D. (2007) “Structural properties of fourth-generation composite femurs na tibias”, In: *54th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society Program Book*, San Francisco, 02-05 mar. Disponível em http://ors2008.abstractcentral.com/abstract?TAG_ACTION=VIEW_PROOF&ABSTRAC. Acesso em 18 Fev. 2008.
- [5] Toni, A. (2001) “The Standardized Femur Program”. Disponível em

http://www.ior.it/sito/frmRicerca_DettLaboratorio.aspx?IDItem=52&IDCont=0&IDUO=92. Acesso em 25 jan 2008.

- [6] Ramos, A., Simões, J. A., 2005, “Validação experimental de um modelo numérico de um fêmur sintético usado no projecto de próteses de anca”, *Mecânica Experimental*, 11, pp. 101-10
- [7] Heiner, A. D., Brown, T. D., “Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias”, *Journal of Biomechanics*, 34, pp. 773-781, 2001.
- [8] Talaia, P. M., Ramos, A., Abe, I., Schiller, M. W., Lopes, P., Nogueira, R. N., Pinto, J. L., Claramunt, R., Simões, J. A., (2007) “Plated and Intact Femur Strains in Fracture Fixation Using Fiber Bragg Gratings and Strain Gauges”, *Experimental Mechanics*, 47:355–363
- [9] Charles-Harris, M., Lacroix, D., Proubasta, I., Planell, J. A., (2005) “Intramedullary nails vs osteosynthesis plates for femoral fracture stabilization: A finite element analysis” *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics* 2005, Vol.3 no.3: 157-167
- [10] Chong, A. C. M., Friis, E. A., Ballard, G. P., Czuwala, P. J., Cooke, F. W., (2007) “Fatigue Performance Of Composite Analogue Femur Constructs under High Activity Loading” *Annals Of Biomedical Engineering* 2007, Volume 35, no.7: 1196-1205