



CONSTRUÇÃO DE UM MODELO SÓLIDO DE UM FÊMUR E ATRIBUIÇÃO DE DENSIDADES A PARTIR DE IMAGENS DICOM

Gabriela Wessling Oening Dicati, Universidade Federal do Paraná, gabioening@gmail.com

José Eduardo Gubaua, Universidade Federal do Paraná, gubaua@ufpr.br

Jucélio Tomás Pereira, Universidade Federal do Paraná, jucelio.tomas@ufpr.br

Resumo. As simulações do tecido ósseo são importantes para a avaliação do comportamento do osso como, por exemplo, após a instalação de uma prótese. Um modelo geométrico e um campo de densidades próximos ao campo real contribuem para uma maior qualidade das análises numéricas. Desta forma, este artigo tem como objetivo desenvolver uma metodologia para obtenção de um modelo sólido de um fêmur humano utilizando imagens DICOM e, posteriormente, construir um modelo de elementos finitos e atribuir densidades aos seus elementos, priorizando softwares livres. Para o desenvolvimento foram utilizados os softwares Invesalius, Meshmixer, Solidworks para a construção do modelo sólido e os softwares Abaqus e Bonemat para atribuição de densidades. Esses softwares permitiram a caracterização dos principais aspectos morfológicos do fêmur humano.

Palavras chave: Invesalius, Meshmixer, Bonemat, softwares livres, osso.

1. INTRODUÇÃO

A análise via Método dos Elementos Finitos (MEF) é amplamente utilizada para investigar o comportamento mecânico em diversas estruturas, entre elas, as ósseas. Um modelo geométrico e um campo de densidades próximos a realidade contribuem para uma maior qualidade das simulações. Os dados obtidos em uma tomografia computadorizada (TC) podem ser utilizados para gerar modelos geométricos do osso. Quando a TC está devidamente calibrada, dados precisos sobre a morfologia óssea podem ser obtidos. Nesse caso, a morfologia é representada pela distribuição de densidades do tecido (ZANNONI et al., 1999).

Um dos primeiros trabalhos desenvolvidos com o objetivo de agregar propriedades reais a um modelo de MEF é o de Marom e Linden (1990). Os autores partiram de uma TC e o utilizaram o MEF para determinar os campos de tensões e de deslocamentos em uma seção transversal de um osso longo. A partir de uma TC, os autores obtiveram a geometria e a distribuição de densidades que a caracterizava estruturalmente. Nesse trabalho, o osso foi escaneado simultaneamente com quatro soluções padrão de fosfato monoácido de potássio (K_2HPO_4), e empregaram a escala de Hounsfield referente ao intervalo do osso cortical humano. Assim, reduziu-se a possibilidade de obtenção de valores distorcidos de densidade para cada pixel. Fazendo uso de um pré-processador, desenvolvido pelos autores, foi gerado um modelo de elementos finitos de uma seção da diáfise de uma tíbia humana, por meio de cinco passos: (a) reconstrução e exibição da imagem; (b) detecção das arestas; (c) geração da malha de elementos finitos; (d) exibição do modelo e (e) geração de um arquivo de entrada para o *software* de elementos finitos. Os resultados foram exibidos por um pós-processador desenvolvido pelos autores.

No trabalho de Zannoni et al. (1999) foi desenvolvido um software capaz de armazenar os dados do tecido ósseo, além de gerar uma malha de elementos finitos a partir de uma tomografia. Dessa forma, foi possível atribuir, a cada elemento, as devidas propriedades do material armazenadas a partir das imagens do tecido ósseo. O software é denominado Bonemat (*Bone Material*) e sua utilização pode ser representada por quatro passos fundamentais: (a) entradas do modelo geométrico e dos dados clínicos obtidos via TC; (b) entradas do conjunto de dados para calibração e dos parâmetros empíricos do modelo; (c) avaliação do módulo de Young de cada elemento do modelo e (d) saída do modelo de elementos finitos completo (modelo contendo as propriedades para cada elemento). O *software* foi testado com um conjunto de dados “phantom” para avaliar a distribuição da discretização da distribuição das propriedades do osso. No trabalho desenvolvido por Taddei et al. (2004) foi investigada a influência do algoritmo de mapeamento de material, Bonemat, sobre os resultados previstos pela análise de elementos finitos. Foram utilizados dois tipos de malha, com diferentes níveis de refino, de um fêmur, uma tíbia e um íliaco humanos, gerados a partir de dados de TC e utilizados para os ensaios numéricos. Além disso, uma análise de convergência de malha foi realizada para o modelo do fêmur, utilizando seis níveis de refinamento do tipo h. Neste tipo de refino, a ordem polinomial é mantida e somente se altera o tamanho h dos elementos. Desta forma, foi possível avaliar se a inclusão das propriedades do material altera substancialmente o comportamento de convergência da malha. Muitos pesquisadores utilizam o software Bonemat como uma ferramenta de auxílio em seus estudos (VICECONTI et al., 2004; TADDEI et al., 2006; SCHILEO et al., 2007; COOMBS et al., 2011; EMERSON,



enebi 2022

2012; CAIMI e CASAROLI, 2013; MARTELLI et al., 2014).

O estudo realizado por Chen et al. (2010) apresenta uma abordagem distinta para atribuição de propriedades do tecido ósseo, a partir de uma TC, para um modelo de elementos finitos. A obtenção foi por meio da utilização dos *softwares* Matlab e Abaqus. A geração do modelo de elementos finitos foi realizada utilizando uma abordagem de segmentação de múltiplos limites. As imagens da TC foram inicialmente processadas por uma divisão do osso, em uma série de seções bidimensionais, por meio do *software* Matlab. O modelo sólido tridimensional foi, então, reconstruído manualmente com o *software* Amira. Os valores de intensidade da imagem são, então, exportados a um arquivo auxiliar, o qual é lido pelo *software* Abaqus. Nessa fase foi realizada a atribuição das propriedades do osso à malha de elementos finitos que discretiza o modelo geométrico. Assim, é possível calcular as propriedades do tecido ósseo para cada ponto de integração de cada elemento da malha. Além desses estudos, podem ser encontrados também, *softwares* comerciais que realizam esse procedimento, sendo o mais conhecido e utilizado, o Mimics (PÉREZ et al., 2010; NEUERT; DUNNING, 2013; PARR et al., 2013).

O presente estudo tem como objetivo apresentar uma metodologia para a construção de um modelo sólido de um fêmur e atribuição das propriedades do tecido ósseo a uma malha de elementos finitos, a partir de imagens DICOM. Para tal, inicialmente, um modelo geométrico do fêmur é construído utilizando um conjunto de imagens DICOM obtido de uma TC. Os valores de HU da TC são associados a cada elemento finito para determinação da densidade e do módulo de elasticidade do tecido ósseo. Assim, quando condições de contorno são aplicadas ao modelo, pode-se simular o comportamento do material. A metodologia foi desenvolvida priorizando *softwares* livres. Para o desenvolvimento foram utilizados os *softwares* Invesalius, Meshmixer, Solidworks para a construção do modelo sólido e os *softwares* Abaqus e Bonemat para atribuição de densidades.

2. METODOLOGIA

A construção de um modelo sólido e a atribuição de densidades a partir de imagens DICOM pode ser realizada utilizando diferentes softwares. Aqui, procurou-se dar preferência a *softwares* livres, utilizados em conjunto, para o desenvolvimento do modelo sólido e a atribuição de densidades. A Fig. (1) apresenta um fluxograma com os passos utilizados para a construção de um modelo sólido de um fêmur humano a partir de uma TC.

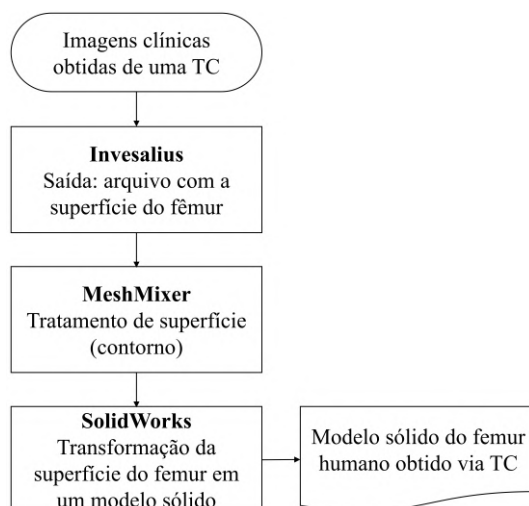


Figura 1. Fluxograma para construção de um modelo sólido de um osso, Dicati (2019)

A reconstrução do modelo sólido foi realizada através dos softwares:

- Invesalius: a partir das imagens DICOM, obtidas via TC, foi possível isolar os diferentes tecidos que compõem o corpo humano. Para isso, foi utilizada a escala de Hounsfield (HU). A obtenção da superfície externa (contorno) do fêmur humano depende exclusivamente dos valores de HU que representam as diferentes densidades do tecido que compõe o osso. A superfície do fêmur pode ser exportada como uma malha de triângulos em formato STL (Standard Tessellation Language).
- Meshmixer: a superfície do fêmur foi importada ao *software* Meshmixer para realização de um tratamento. Este tratamento está diretamente ligado aos principais problemas que podem ser encontrados, que são furos e sobreposição de alguns triângulos da malha STL;



enebi 2022

- SolidWorks: a superfície do osso foi transformada em um modelo sólido.

A construção da geometria do fêmur foi seguida pela definição de suas densidades partir do campo obtido utilizando a sua TC. Aqui, dois softwares foram utilizados. O primeiro, o Abaqus, foi utilizado para discretizar a geometria do osso por meio de uma malha de elementos finitos, além de arquivos de texto com informações referentes às coordenadas dos nós e conectividade dos elementos. O segundo software, Bonemat, atribuiu as densidades da tomografia aos elementos do modelo MEF. Para atribuição do campo de densidades, foram utilizadas as informações de conectividade e coordenadas nodais da malha e os arquivos DICOM como dados de entrada no Bonemat.

A calibração da atribuição de densidades ao modelo sólido foi realizada baseada na metodologia proposta no trabalho de Peng et al. (2006) e suas variações (PÉREZ et al., 2010; PÉREZ; SERAL-GARCÍA, 2013; PÉREZ et al., 2014). A equação do estudo de Pérez e Seral-García (2013) foi utilizada para transformação dos valores de HU para densidade. A calibração parte das seguintes premissas: (a) o tecido ósseo cortical com porosidade nula possui um valor de densidade de $2,1 \text{ g/cm}^3$; (b) a água possui densidade de $1,0 \text{ g/cm}^3$; (c) a porosidade do tecido cortical varia entre 5 e 30% ; (d) a porosidade do tecido trabecular varia entre 30 e 90% e (e) a porosidade encontrada no tecido ósseo é preenchida com um líquido com valor de densidade próxima a da água. A densidade obtida, a partir da TC, deve variar entre os limites de 1,11 e $2,045 \text{ g/cm}^3$. Para os valores encontrados abaixo e acima destes, foram atribuídos os valores limites.

Em trabalhos realizados visando a simulação do comportamento ósseo, as densidades referentes aos líquidos presentes na estrutura óssea não são considerados. Geralmente, utiliza-se o valor de densidade aparente. Assim, a densidade aparente, ρ , referente a TC, para cada elemento é dada por

$$\rho = \frac{\rho_{el} - \rho_{agua}}{\rho_{cb} - \rho_{agua}} \rho_{cb}, \quad (1)$$

sendo ρ_{el} o valor de densidade obtido pelo *software* Bonemat para cada elemento da malha, ρ_{agua} e ρ_{cb} os valores de densidade referentes à água e ao osso cortical com menor porosidade, respectivamente.

O modelo sólido foi desenvolvido utilizando TCs de um fêmur. A coleta das TCs foi realizada no Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, em concordância com o comitê de ética do mesmo hospital. O projeto aprovado possui Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) número 76467917.0.0000.0096.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A construção do modelo sólido do fêmur, a partir da TC, foi realizada utilizando os *softwares* Invesalious, Meshmixer e Solidworks, de acordo com o indicado pela Fig. (1). No Invesalious foi necessário determinar uma faixa de valores de HU de interesse. Cada região do corpo humano (pele, órgãos internos, gordura, osso) é identificada a partir de um respectivo intervalo de HU. No caso do tecido ósseo, esse intervalo apresenta grande dispersão na literatura (LEV; GONZALEZ, 2002; ADAMS et al., 2012; BIBB et al., 2015; KALRA, 2018). Nesse trabalho, o intervalo considerado varia entre, aproximadamente, 200 HU (para o tecido trabecular) e 2.000 HU (para o tecido cortical). O fêmur é recoberto por uma camada de osso cortical. Desta forma, a construção do modelo poderia ser realizada utilizando o intervalo de HU correspondente ao tecido cortical somente. Entretanto, devido aos tamanhos do *pixel* e da espessura da camada do osso cortical em algumas regiões, por vezes, a identificação pode tornar-se inviável para o *software*. Isso acontece, principalmente, com pessoas de idade mais avançada. Dessa forma, o valor de HU apresenta uma intensidade ligeiramente menor do que a esperada para essas regiões. Para resolver esse problema, foi utilizado um intervalo de HU maior para a construção do modelo e o interior do fêmur foi preenchido para facilitar a sua construção (Fig. (2a)). Esta faixa é denominada como *osso* pelo *software* Invesalious. Se o preenchimento interno não for realizado, o tecido ósseo trabecular é criado no interior do fêmur. A Fig. (2b) mostra a recuperação do sólido com as trabéculas e sem tratamento das superfícies no Meshmixer.

A Fig. (3a) apresenta o modelo sólido final do fêmur obtido após a transformação da superfície do modelo em sólido por meio do *software* Solidworks. A Fig. (3b) apresenta a malha de elementos finitos, utilizada para discretização da geometria, obtida com o *software* Abaqus. Para tal, o elemento finito tetraédrico linear C3D4 foi utilizado. A malha foi composta por 94.397 elementos e 18.192 nós.

Na atribuição de densidades, o osso deve ser posicionado na tomografia para que exista sobreposição das geometrias construída e a que está na TC. Esse procedimento depende do usuário que está realizando a tarefa. Nesse sentido, o posicionamento pode, eventualmente, apresentar diferenças entre as posições do modelo geométrico e da TC. Caso isso ocorra, a distribuição de densidades obtida pode não ser a melhor representação do campo clínico da TC. A Fig. (4) ilustra esse procedimento.

A utilização de um intervalo maior de HU, na construção da superfície no Invesalious, gera uma outra dificuldade. O modelo sólido apresenta dimensões ligeiramente maiores que quando comparado ao fêmur real. Com isso, na atribuição de densidades, a superfície do fêmur se encontra avançando a fronteira em direção aos tecidos moles. Ou seja, a superfície

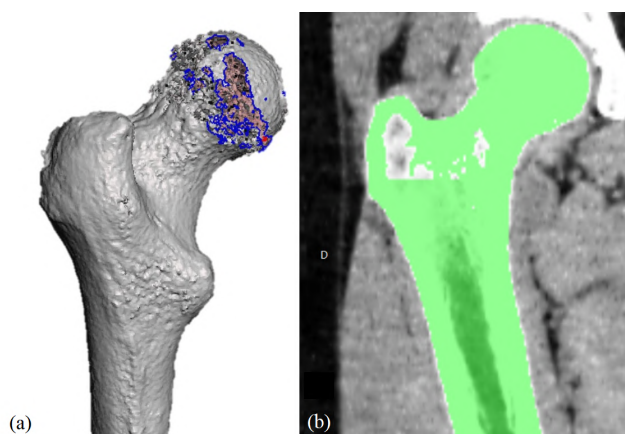


Figura 2. Seleção do tecido ósseo no Invesalius para construção do modelo sólido. (a) Considerando as superfícies das trabéculas e sem tratamento de superfície (b) Com preenchimento interno para desconsiderar as superfícies internas.

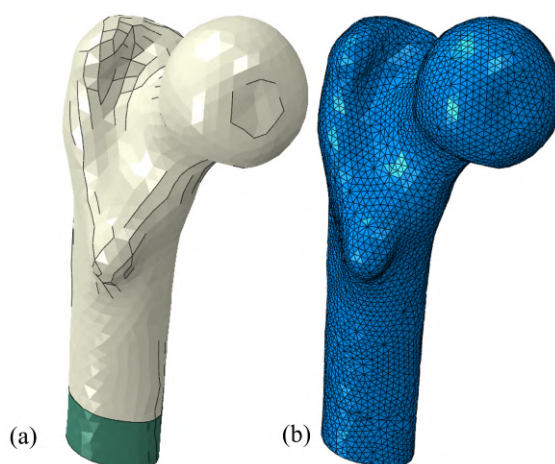


Figura 3. Modelo tridimensional do fêmur humano. (a) Modelo sólido e (b) malha de elementos finitos.

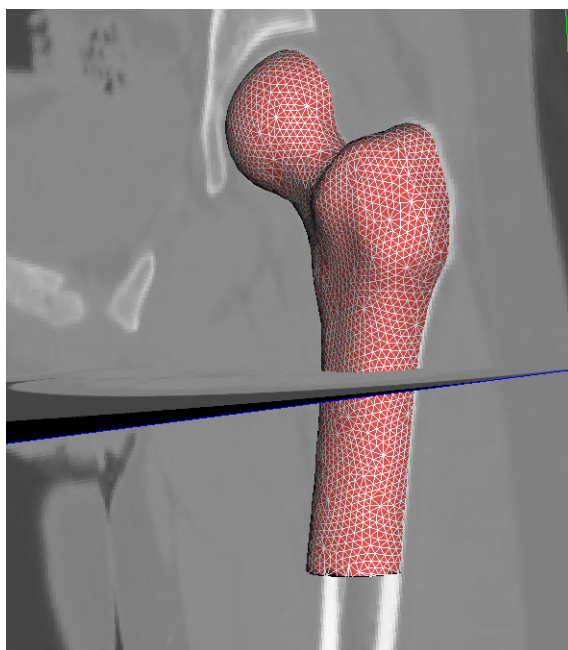


Figura 4. Posicionamento do fêmur na TC no *software* Bonemat

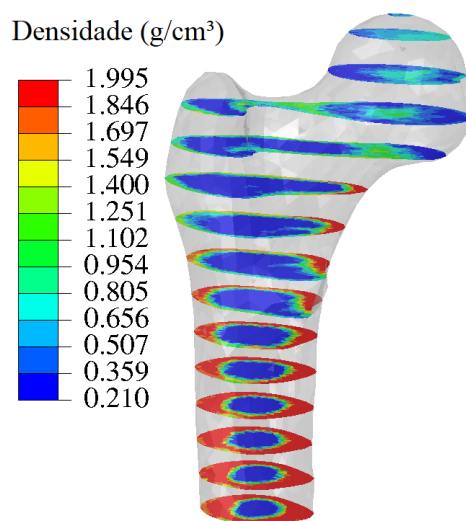


Figura 5. Campo de densidades obtido no *software* Bonemat a partir das imagens DICOM e do modelo de elementos finitos

do fêmur recebe um valor de densidade inferior à densidade real devido à mescla das propriedades geradas pelos diferentes materiais que compõem o pixel que representa a superfície do osso. Para que o modelo recuperado apresente o valor mais próximo do real, foi arbitrado um escalonamento de 95% aplicado ao modelo sólido nas direções anteroposterior e medial-lateral. O escalonamento não foi aplicado na direção superior-inferior (vertical) já que as imagens do exame de TC são geradas ortogonais a esse plano. Nesse sentido, as medidas entre as fatias não sofrem interferências.

Visualmente, o contorno do sólido ainda possui algumas regiões com valores de densidade inferiores, quando são comparados o campo obtido pela atribuição de densidades e o campo visualizado na TC. Desta forma, foram identificados todos os nós da malha que se encontram no contorno do modelo do fêmur e, na sequência, são detectados todos os elementos que estavam conectados a cada um desses nós. Com isso, são criados padrões de elementos associados a cada um dos nós. Cada elemento do padrão formado recebe o valor máximo de densidade encontrado entre os elementos desse padrão. A Fig. (5) apresenta a distribuição de densidades final obtida com a recuperação de densidades. São observadas a formação do canal medular na diáfise femoral e a distribuição de densidade cortical ao longo do fêmur, a formação do triângulo de Ward no colo e uma redução nos valores de densidades no trocanter maior.

4. CONCLUSÕES

O presente estudo teve como objetivo propor uma metodologia para construção de um modelo sólido de um fêmur humano utilizando imagens DICOM e a posterior atribuição de densidades dessas imagens a um modelo de elementos finitos.

Como pode ser visto na Fig. (3), a construção do modelo sólido do fêmur apresenta as principais características geométricas desse tipo de osso, como cabeça do fêmur, fôvea, colo, trocantes maior e menor e diáfise, com uma considerável acurácia. Por sua vez, a Fig. (5) mostra as principais características internas do fêmur, como as camadas corticais e trabeculares e as densidades intermediárias na cabeça do fêmur. Desta forma, é possível indicar que a utilização dos *softwares* Invesalio, Meshmixer e Solidworks para a construção do modelo sólido e do Abaqus e Bonemat para a atribuição de densidades geram resultados satisfatórios e condizentes com a realidade. Os *softwares* comerciais de CAD e CAE solidworks e Abaqus podem ser substituídos por outros livres.

5. REFERÊNCIAS

- ADAMS, J. E.; MUGHAL, Z.; DAMILAKIS, J.; OFFIAH, A. C. Chapter 12 - radiology. In: GLORIEUX, F. H.; PETTIFOR, J. M.; JÜPPNER, H. (Ed.). **Pediatric Bone**. Second edition. San Diego: Academic Press, 2012. p. 277 – 307. ISBN 978-0-12-382040-2.
- BIBB, R.; EGGBEER, D.; PATERSON, A. Chapter 2 - medical imaging. In: BIBB, R.; EGGBEER, D.; PATERSON, A. (Ed.). **Medical Modelling**. Second edition. Oxford: Woodhead Publishing, 2015. p. 7 – 34. ISBN 978-1-78242-300-3.



enebi 2022

- CAIMI, A.; CASAROLI, G. **Generation of a patient specific predictor for osteoporotic risk of fracture of the femoral neck**. 132 p. Dissertação (Mestrado) — Politecnico di Milano, Milão, 2013.
- CHEN, G. et al. A new approach for assigning bone material properties from CT images into finite element models. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 5, p. 1011 – 1015, 2010.
- COOMBS, D. et al. Simulation of lumbar spine biomechanics using Abaqus. **Simulia Customer Conference**, p. 1–14, 2011.
- EMERSON, N. J. **Development of patient-specific CT-FE modelling of bone through validation using porcine femora**. 246 p. Tese (Doutorado)—University of Sheffield, Sheffield, 2012.
- KALRA, A. Chapter 9 - developing fe human models from medical images. In: YANG, K.-H. (Ed.). **Basic Finite Element Method as Applied to Injury Biomechanics**. [S.l.]: Academic Press, 2018. p. 389 – 415. ISBN 978-0-12-809831-8.
- LEV, M.; GONZALEZ, R. 17 - ct angiography and ct perfusion imaging. In: TOGA, A. W.; MAZZIOTTA, J. C. (Ed.). **Brain Mapping: The Methods**. Second edition. San Diego: Academic Press, 2002. p. 427 – 484. ISBN 978-0-12-693019-1.
- MAROM, S. A.; LINDEN, M. J. Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography. **Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 5, p. 399 – 404, 1990.
- MARTELLI, S.; PIVONKA, P.; EBELING, P. R. Femoral shaft strains during daily activities: Implications for atypical femoral fractures. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 8, p. 869 – 876, 2014.
- NEUERT, M. A.; DUNNING, C. E. Determination of remodeling parameters for a strain-adaptive finite element model of the distal ulna. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 227, n. 9, p. 994–1001, 2013.
- PARR, W.; CHAMOLI, U.; JONES, A.; WALSH, W.; WROE, S. Finite element micro-modelling of a human ankle bone reveals the importance of the trabecular network to mechanical performance: New methods for the generation and comparison of 3d models. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 1, p. 200 – 205, 2013. ISSN 0021-9290.
- PÉREZ, M.; FORNELLS, P.; DOBLARÉ, M.; GARCÍA-AZNAR, J. Comparative analysis of bone remodelling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, Taylor & Francis, v. 13, n. 1, p. 71–80, 2010. PMID: 19697182.
- PÉREZ, M.; SERAL-GARCÍA, B. A finite element analysis of the vibration behaviour of a cementless hip system. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, Taylor & Francis, v. 16, n. 9, p. 1022–1031, 2013.
- PÉREZ, M.; VENDITTOLI, P.; LAVIGNE, M.; NO, N. N. Bone remodeling in the resurfaced femoral head: Effect of cement mantle thickness and interface characteristics. **Medical Engineering & Physics**, v. 36, n. 2, p. 185 – 195, 2014. ISSN 1350-4533.
- SCHILEO, E.; TADDEI, F.; MALANDRINO, A.; CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 13, p. 2982 – 2989, 2007.
- TADDEI, F.; CRISTOFOLINI, L.; MARTELLI, S.; GILL, H.; VICECONTI, M. Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 13, p. 2457 – 2467, 2006.
- TADDEI, F.; PANCANTI, A.; VICECONTI, M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. **Medical Engineering & Physics**, v. 26, n. 1, p. 61 – 69, 2004.
- VICECONTI, M.; DAVINELLI, M.; TADDEI, F.; CAPPELLO, A. Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 10, p. 1597 – 1605, 2004.
- ZANNONI, C.; MANTOVANI, R.; VICECONTI, M. Material properties assignment to finite element models of bone structures: A new method. **Medical Engineering & Physics**, v. 20, n. 10, p. 735 – 740, 1999.

6. AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.