

Análise Mecânica da cartilagem na articulação coxofemoral por escaneamento óptico e simulação 3D via Abaqus[®]

Marcus V. S. Ferraz¹, Jéssica M. Guedes², Flávia S. Bastos³, Sara D. Vecchio⁴, Bruno G. S. Souza⁵

¹Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus Universitário - Bairro: Martelos, 36036-330, Juiz de Fora, Brasil
marcus.ferraz@engenharia.ufjf.br

²Dept. de Engenharia de Produção e Mecânica, Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus UFJF - Faculdade de Engenharia - Sala 4268, 36100-040, Juiz de Fora, Brasil
jessica.guedes@engenharia.ufjf.br

³Departamento de Mecânica Aplicada e Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus Universitário - Bairro: Martelos, 36036-330, Juiz de Fora, Brasil
flavia.bastos@engenharia.ufjf.br

⁴Departamento de Mecânica, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais
Campus Juiz de Fora - R. Bernardo Mascarenhas, 1283 - Fábrica, Juiz de Fora - MG, 36080-001, Juiz de Fora, Brasil
sara.vecchio@ifsudestemg.edu.br

⁵Programa de Pós-Graduação em Saúde Coletiva, Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus Universitário - Bairro: Martelos, 36036-330, Juiz de Fora, Brasil
bruno.schroder@medicina.ufjf.br

Resumo. A osteoartrite é uma doença causada pelo desgaste da articulação, causando dores e perdas das funções articulares. Esta ainda pode ser adquirida por causas genéticas, obesidade ou por esforço extremo das articulações. Uma das articulações mais acometidas é a do quadril. Modelagem computacional e simulação numérica tem sido amplamente utilizadas para estudar as causas dos desgastes nas articulações. No âmbito da biomecânica computacional, é possível gerar um modelo geométrico tridimensional que representa o osso do quadril. Este trabalho consiste em uma análise mecânica dos esforços de contato submetidos pelo fêmur à cartilagem localizada no acetábulo. É desenvolvido um modelo computacional, a partir de escaneamento óptico dos ossos do quadril: fêmur e pelve. Após a execução de vários protocolos em programas de modelagem geométrica para suavização e correção de malhas, bem como alinhamento dos ossos em questão, busca-se no software Abaqus[®] simular o contato na junta do quadril, a fim de encontrar as pressões de contato submetidas à cartilagem saudável de um indivíduo, a partir do qual são analisados dois cenários: a posição ortostática (neutra) e com 10° de flexão. Para tal, dois steps (ou passos de análise) são levados em consideração. A estratégia aqui utilizada é impor um deslocamento prescrito para a efetivação do contato de modo que a pressão de contato resultante seja compatível com resultados disponíveis na literatura. Neste contexto, verifica-se que os resultados apresentados foram satisfatórios, sendo a pressão obtida de 5,799 MPa.

Palavras-Chave: Osteoartrite, modelagem computacional, escaneamento óptico, Abaqus[®], pressões de contato

1 Introdução

A Bioengenharia tem como base a aplicação de conhecimentos da engenharia aos sistemas biológicos a fim de desenvolver novas tecnologias que proporcionem melhorias às patologias associadas a estes sistemas [1].

Inúmeras pesquisas relacionadas à Biomecânica [2, 3] tem se tornado comuns devido à maior capacidade de processamento dos computadores atuais e à demanda por resultados mais precisos, capazes de representar com fidelidade os fenômenos existentes, tornando-se chave para a compreensão da origem e evolução de várias desordens. As articulações do corpo humano são um dos principais objetos de estudo da Biomecânica. Uma das junções do corpo humano e que envolve um dos ossos de maior tamanho é o quadril. Deformidades patológicas do quadril levando à falhas na articulação mecânica constituem em uma grande proporção de desafios em andamento

em ortopedia.

O desgaste do quadril, osteoartrite ou artrose, é uma doença de caráter progressivo, e consiste no desgaste e/ou degeneração da cartilagem macia que se encontra na junção do quadril, causando dores e perdas das funções articulares, e por consequência, reduz a qualidade de vida dos indivíduos acometidos. A função primordial da cartilagem é justamente promover o deslizamento, sem atrito, entre as estruturas ósseas. Quando a mesma se desgasta, ocorre então um contato direto entre as partes, que ao longo do tempo, se nenhuma providência for tomada, essa falha resultará em danificação permanente dos ossos envolvidos, podendo comprometer a estrutura em questão [1, 4].

Este trabalho tem como objetivo geral quantificar a pressão de contato resultante de simulação numérica, na cartilagem saudável do quadril de uma pessoa adulta, assumindo-se dois cenários para análise: posição ortostática e flexão definida em 10° . O resultado obtido para a primeira condição é comparado com aquele apresentado por Ng et al. [5], como medida para validação do modelo proposto. A partir desta validação, recorre-se à simulação da segunda condição proposta.

A priori, trata-se de uma pesquisa preliminar afim de verificar a eficácia da metodologia na determinação da pressão de contato na junta do quadril. Tal procedimento metodológico baseado em modelagem geométrica 3D e simulação em elementos finitos é uma alternativa no campo da biomecânica para avaliação do comportamento funcional e anatômico das estruturas ósseas, na detecção de patologias que podem causar desconforto e dor ao paciente, e no planejamento médico para correções via procedimento cirúrgico.

Dentre os objetivos específicos estão:

- i. Familiarizar-se com o *NextEngine 3D Scanner* para o escaneamento dos ossos do quadril (fêmur e pelve);
- i. Utilizar técnicas de modelagem computacional na definição de um protocolo para obtenção de modelos geométricos 3D do quadril a partir de escaneamento dos ossos da pelve e da cabeça do fêmur;
- iii. Utilizar técnicas de suavização de malha para diminuir o gasto computacional das análises feitas;
- iv. Verificar dentre os arquivos suavizados o mais adequado para servir de molde para a construção da cartilagem;
- v. Construir modelos no Abaqus® para simulação numérica do contato entre as partes em estudo, impondo condições de contorno, propriedades dos materiais, definições das interações, steps e carregamentos;
- iv. Validar o modelo proposto com trabalhos da literatura, em termos de pressão de contato na cartilagem.

2 Mecânica do Contato

Considerando o contato tridimensional entre um sólido elástico linear e uma superfície rígida, a equação de equilíbrio [6] para o caso de elasticidade linear é dada por

$$-\nabla\sigma = \bar{\mathbf{f}} \quad \text{em } \mathcal{B} \quad (1)$$

onde σ é o tensor de tensões em um ponto \mathbf{X} no interior do corpo \mathcal{B} , e $\bar{\mathbf{f}}$ representa a força de corpo e/ou de superfície atuando sobre \mathcal{B} .

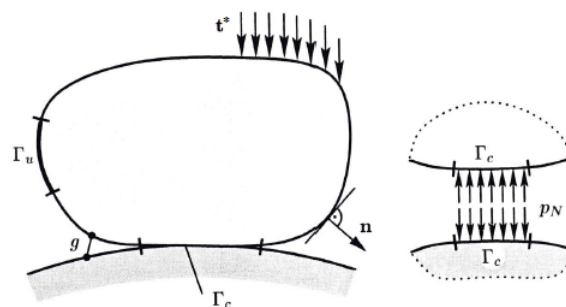


Figura 1. Contato unilateral do sólido elástico [6].

Sabe-se, contudo que, o problema do sólido elástico linear é descrito por três equações: a equação de balanço ou equilíbrio, a equação constitutiva e a equação geométrica ou de compatibilidade. Ainda, é preciso definir as condições de contorno e as de contato do problema proposto, como se verifica na Fig. 1.

- Condições de contorno em deslocamento (condição de Dirichlet).

$$\mathbf{u}^* = \mathbf{0} \quad \text{em } \Gamma_u \quad (2)$$

- Condições de contorno em tensões (Condição de Neumann).

$$\sigma \mathbf{n} = \mathbf{t}^* \quad \text{em } \Gamma_\sigma \quad (3)$$

onde \mathbf{n} é o vetor normal da superfície do sólido e \mathbf{t}^* designa a tensão aplicada em Γ_σ .

- Condições de contato.

$$u_N - g \leq 0, p_N \leq 0 \quad \text{em } \Gamma_c, (u_N - g) = 0, \quad (4)$$

na qual $u_N = \mathbf{u} \cdot \mathbf{n}$ é a componente normal do campo de deslocamento e p_N a pressão de contato que é equivalente à componente normal do vetor de tração $p_N = \mathbf{t} \cdot \mathbf{n}$. Não são consideradas as componentes tangenciais, dado que o contato é considerado sem atrito. Além disso, Γ_c é a região do contorno onde ocorre o contato entre os corpos e g é a lacuna (distância) entre os mesmos. Assim sendo, a condição de contato $p_N \leq 0$ está relacionada à existência de contato ($p_N < 0$) ou não ($p_N = 0$).

3 Materiais e Métodos

Nesta seção constam detalhes dos procedimentos computacionais utilizados para modelagem e simulação via MEF (método dos elementos finitos) do contato cabeça femora - cartilagem - pelve.

3.1 Escaneamento Óptico

Através da biomecânica computacional, é possível obter modelos virtuais tridimensionais que representem com fidelidade o osso do quadril, seja por tomografia computadorizada ou por escaneamento óptico. Contudo, utilizou-se neste trabalho o *scanner* "NextEngine 3D Scanner" do Laboratório de Visualização Gráfica da Universidade Federal de Juiz de Fora para a captura das imagens dos dois ossos que compõem o quadril: o osso da coxa (fêmur) e o osso da bacia (pelve). Estes foram disponibilizados pelo Departamento de Medicina da mesma instituição.

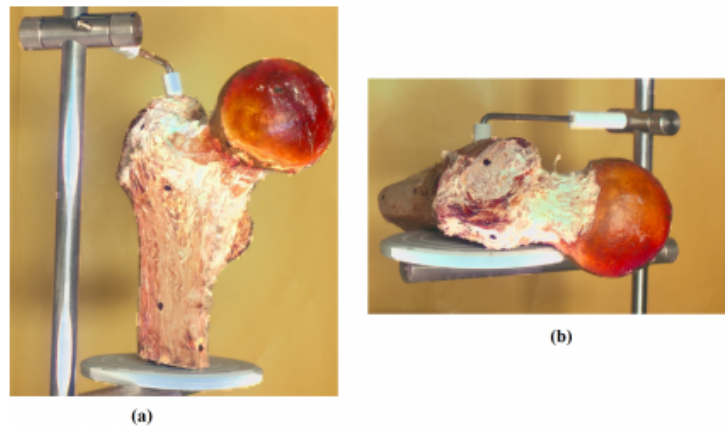


Figura 2. Imagem do Fêmur no Scanner: (a) primeira, e (b) segunda posições

Para melhorar a qualidade da imagem obtida é necessário que seja feito no mínimo duas varreduras de pontos, em posições diferentes. Na Figura 2 são mostradas as duas posições adotadas para o fêmur. O arquivo proveniente do escaneamento pode ser convertido em um modelo tridimensional (.stl).

3.2 Suavização e correção de malha

O *scanner* não captou perfeitamente todas as superfícies dos ossos, sendo necessário exportar as imagens geradas para o *software Autodesk Netfabb Standard*, a fim de se fazer o fechamento de todas as superfícies.

Para a suavização da malha foi utilizado o programa MeshLab e o método *Quadric Edge Collapse Decimation*, dentre outras ferramentas e filtros. Ainda, para um refinamento das regiões de contato, recorreu-se ao *software Meshmixer*.

Há de se considerar que, nesta etapa, no próprio MeshLab foi feita suavização da malha de modo a garantir um menor custo computacional na simulação do contato.

3.3 Modelagem Geométrica da Cartilagem Femoral

Após determinada a malha suavizada das estruturas ósseas, partiu-se para a modelagem geométrica da cartilagem femoral (responsável por cobrir a cabeça do fêmur e contactar a cartilagem pélvica). Contudo, dado que, neste trabalho desconsiderou-se esta última, a cartilagem femoral contacta diretamente a superfície interna do acetábulo. Neste processo, utilizou-se também, o programa *Meshmixer*.

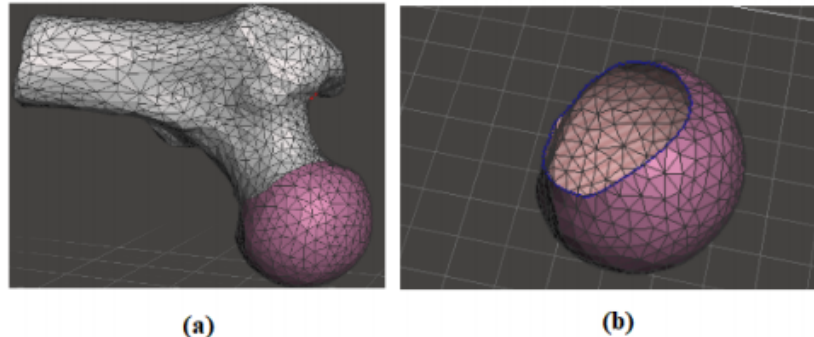


Figura 3. Região de interesse do modelo do fêmur selecionada e detalhe da construção do negativo do osso utilizando a ferramenta 'Offset'.

A malha do fêmur foi importada para a interface do *Meshmixer*. Com a ferramenta de seleção, a região de interesse (da cabeça femoral) foi destacada. Para que essa região tivesse as bordas com acabamento suave e anatômico utilizou-se a ferramenta 'Smooth' em toda região selecionada.

A cartilagem gerada deveria se encaixar corretamente na superfície do osso do fêmur. Logo, com a ferramenta 'Offset' foi possível criar uma parte negativa da superfície do osso. O 'offset' foi aplicado, a partir do qual obteve-se uma casca, que, por meio de uma ferramenta de extrusão, gerou-se uma cartilagem de 3 mm, (Fig. 3), conforme especificada por Gracitelli [7].

3.4 Alinhamento das imagens

Como as imagens foram obtidas de escaneamento dos ossos, o posicionamento dos mesmos foi comprometido. Assim sendo, foi necessário utilizar uma técnica para melhor posicionar o fêmur com relação ao acetábulo. Para o alinhamento e reposicionamento dos ossos recorreu-se ao programa *CloudCompare*.

3.5 Modelagem e Simulação 3D via Abaqus®

Utilizou-se o software comercial Abaqus®, para a simulação do problema, na construção de dois modelos: o primeiro, que representa o paciente na posição ortostática, e o segundo, com o quadril flexionado a 10°. Para tais, somente as condições de contorno foram alteradas.

Para criar um modelo apto à simulação é necessário informar todas as condições do modelo para o *software*, tal como, propriedades de materiais, deslocamentos, restrição de contorno e contato, por exemplo.

Os modelos providos do programa *Meshmixer* são de formato *.stl* e apresentam uma malha de superfície (triangular). Portanto, fez-se necessário a transformação do modelo de casca para sólido, mudando-se a malha para volumétrica. Isso é feito no próprio Abaqus® quando se importam todas as partes.

Na atribuição das propriedades dos materiais, foram usados dois materiais distintos - um para os ossos (fêmur e pelve) e outro para a cartilagem femoral. Para ambos, os materiais são considerados sólidos homogêneos e isotrópicos, com comportamento linear elástico, cujas propriedades (E e ν) ditadas pelas informações contidas na Tabela 1.

Criou-se 4 superfícies para caracterizar o contato do quadril (que estão contactadas umas às outras), definidas como: cabeça do fêmur, cartilagem interna, cartilagem externa e pelve.

O contato é do tipo *surface-to-surface*, o que evita a sobreposição das partes (uma parte 'enxerga' a outra e o contato ocorre sem sobreposição). A componente tangencial de contato foi definida como 'Frictionless' simulando um baixo coeficiente de atrito entre as partes. Para a componente normal do contato utilizou-se a opção 'Hard Contact'.

O movimento do quadril aqui simulado se resume em dois cenários: translação (indivíduo parado) e rotação (flexão do quadril). Portanto, para que o software Abaqus® simule o movimento, foi necessário a criação de três

Tabela 1. Propriedades dos Materiais

Propriedades	Osso	Cartilagem
Módulo de Elasticidade (MPa)	22400	18,45
Coefficiente de Poisson	0,4	0,45
Fonte	Silva (2017) [1]	Abraham et al. (2013) [8]

condições de contorno para o problema.

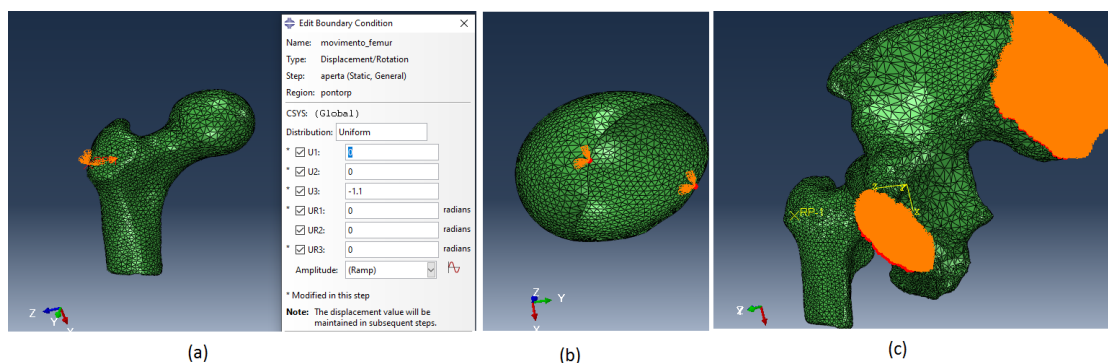


Figura 4. Condições de contorno aplicadas ao (a) fêmur, (b) cartilagem e (c) pelve.

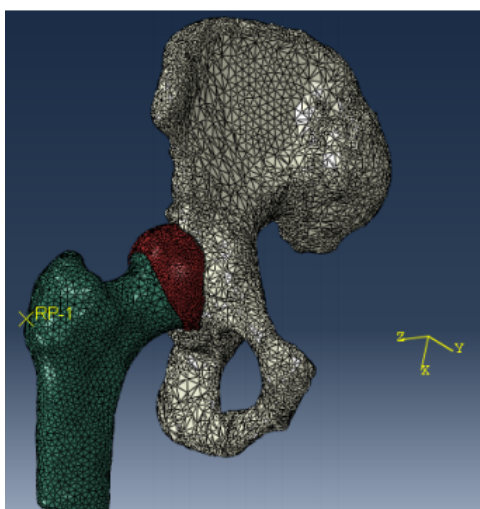


Figura 5. Modelo montado.

Contudo, buscou-se a priori solucionar a primeira condição. Dado o paciente na posição ortostática, aplicou-se um deslocamento prescrito equivalente a 1,1 mm na direção z-negativa, no fêmur, para que o mesmo pudesse contactar a cartilagem e a pelve e gerar a pressão de contato próxima aos valores encontrados na literatura [5]. Para a determinação deste deslocamento prescrito foram feitas algumas tentativas, de modo a se chegar dentro do padrão esperado para a pressão de contato. Nas demais direções, o movimento de tal estrutura óssea foi impedido. Vale enfatizar que, tal condição de contorno é aplicada ao fêmur em um ponto de referência no mesmo. Através da ferramenta "Constraint", por meio de um acoplamento cinemático, toda a malha do fêmur segue o movimento deste ponto referencial. A Figura 4a ilustra a condição de contorno aplicada ao fêmur.

Uma vez que a cartilagem é fixada na cabeça do fêmur, aplica-se à mesma condições de engaste em dois pontos prefixados na sua espessura. Isso possibilita que a mesma se deforme em uma direção (eixo U3 ou eixo Z), como pode ser verificado na Fig. 4b.

Uma condição de contorno é submetida também à pelve. Como a mesma não se movimenta, optou-se por engastar sua extremidade, simulando-a fixa ao outro lado do quadril, segundo mostra a Fig. 4c.

A análise em elementos finitos foi realizada em duas etapas (steps). Primeiramente, criou-se um step para simular o contato normal entre a cabeça do fêmur e a cartilagem. Com o deslocamento de -1,1 mm na direção de

U3, foi possível verificar no instante inicial de simulação, o contato entre as partes. Este step simula a pessoa em condição estática.

No step seguinte, buscou-se simular a rotação da cabeça do fêmur, quando executado o movimento de flexão. A amplitude passiva média do movimento osteocinemático no plano sagital inclui flexão de 120 graus com joelho flexionado e flexão de 70 a 80 graus com joelho reto [9]. O ângulo adotado foi bem pequeno, equivalente ao início do movimento (10°). O modelo finalizado é ilustrado na Fig. 5.

4 Resultados e Discussões

Na Figura 6a, é possível verificar que ocorre, no primeiro incremento de tempo, o contato inicial entre a cabeça do fêmur e a superfície interna da cartilagem. Neste caso, a máxima pressão de contato observada foi de 0,1483 MPa na cartilagem. No final do step 1, que representa o resultado de pressão de contato na cartilagem femoral para a pessoa em condição ortostática, obteve-se 2,502 MPa para a CPRESS (na faixa estabelecida por Ng et al. [5]: 2,0 - 4,1 MPa).

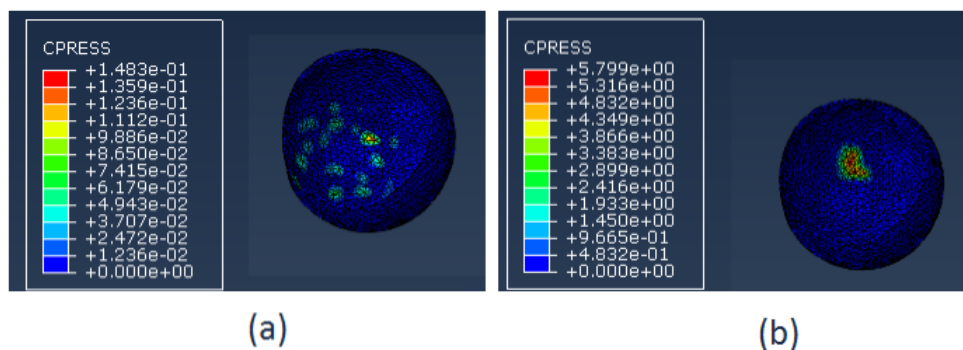


Figura 6. Pressão de contato (CPRESS) na cartilagem, (a) no step inicial e (b) no segundo step final

O fêmur já em contato com cartilagem, inicia um movimento de rotação de magnitude equivalente a 10° no sentido de U3 positivo. O uso do ângulo de 10° , foi adotado conforme estipulado por Ng et al. [5].

A Figura 6b mostra a superfície interna da cartilagem no momento em que o step referente a rotação termina, onde a pressão identificada é de 5,799 MPa.

Neste contexto, não foram encontrados valores para serem comparados. Entretanto, espera-se que as pressões sejam maiores, conforme verificado, dado que a interação entre os ossos e a cartilagem é maior, gerando um esforço significativo durante o movimento.

Contudo, a CPRESS obtida para o quadril flexionado a 10° é mais que o dobro para aquela obtida para o indivíduo em posição estática.

Tabela 2. Propriedades dos Materiais

Modelo	Passo	Estado	Pressão de Contato (MPa)
Cartilagem	Step 1	Primeiro Contato	0,1483
Pelve	Step 1	Primeiro Contato	0,00174
Cartilagem	Step 1	Último Contato	2,502
Cartilagem	Step 2	Estado Final	5,799
Pelve	Step 2	Estado Final	4,206

A Tabela 2 apresenta um resumo dos resultados.

Pode-se concluir que, qualitativamente, os resultados obtidos estão dentro do esperado, comparando-se com os trabalhos de Ng et al. [5] para o quadril em posição ortostática. Para o indivíduo em movimento, a pressão final encontrada foi maior, conforme se esperava, equivalente a 5,799 MPa. Além disso, o mapa de pressões apresenta um comportamento semelhante com aquele comparado no artigo de referência, havendo apenas contatos locais/pontuais no centro da cartilagem.

5 Conclusões

O objetivo deste trabalho foi estudar a cartilagem do quadril de um paciente saudável, uma das junções de maior tamanho do corpo, através de modelagem computacional e simulação via MEF (Método dos Elementos Finitos). Buscou-se encontrar uma resposta do material à aplicação de carga realizada por um movimento simples de aproximação e rotação.

Ao realizar a modelagem computacional percebeu-se a importância do avanço das tecnologias, da ciência e assim da engenharia, na parte de processamento de imagens. Foram necessários 6 programas diferentes (ScanStudio, Autodesk Netfabb, MeshLab, Meshmixer, CloudCompare e Abaqus) para adquirir a imagem final que pudesse ser mais aproximada da imagem gerada por uma tomografia, bem como realização a análise biomecânica em MEF.

Quanto aos resultados gerados temos que, segundo a teoria de resistência dos materiais, quanto maior a força, maior a tensão gerada. Logo, quanto maior o impacto que o fêmur recebe ao se mover, maior será a pressão sobre a cartilagem e assim será maior seu desgaste.

O resultado obtido para o indivíduo em posição estática pode ser validado com a literatura, e conseguiu-se obter resultados de CPRESS compatível com o que se esperava para o segundo cenário, que modelava o movimento do paciente.

Há de se considerar que estudos relacionados ainda estão em fase de desenvolvimento, a fim de verificar outras posições para análise mecânica do quadril diante das solicitações impostas.

Contudo para teste da metodologia proposta, os resultados confirmam que a mesma pode ser utilizada em modelos futuros, aperfeiçoando alguns detalhes e informações anatómicas não consideradas no modelo aqui desenvolvido (inexistência de cartilagem pélvica, dos ligamentos, modelos com aplicação de forças).

Agradecimentos. Os autores agradecem à Universidade Federal de Juiz de Fora e à agência de fomento CAPES pela concessão de bolsas que proporcionaram o desenvolvimento deste trabalho.

Declaração de autoria. Os autores confirmam que são os únicos responsáveis pela autoria deste trabalho, e que todo o material aqui incluído como parte do presente artigo é propriedade (e autoria) dos autores, ou tem a permissão dos proprietários para serem incluídos aqui.

Referências

- [1] Silva, F. G., 2017. Projeto de guia adaptável no quadril em plástico abs para a cirurgia de osteotomia periacetabular.
- [2] Chegini, S., Beck, M., & Ferguson, S. J., 2009. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, n. 2, pp. 195–201.
- [3] Zou, Z., Chávez-Arreola, A., Mandal, P., Board, T. N., & Alonso-Rasgado, T., 2013. Optimization of the position of the acetabulum in a ganz periacetabular osteotomy by finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 31, n. 3, pp. 472–479.
- [4] Matos, D. R. & Araujo, T. C. C. F. d., 2009. Qualidade de vida e envelhecimento: questões específicas sobre osteoartrose. *Psicologia em Estudo*, vol. 14, n. 3, pp. 511–518.
- [5] Ng, K. G., Rouhi, G., Lamontagne, M., & Beaulé, P. E., 2012. Finite element analysis examining the effects of cam fai on hip joint mechanical loading using subject-specific geometries during standing and maximum squat. *HSS Journal*®, vol. 8, n. 3, pp. 206–212.
- [6] Wriggers, P. & Zavarise, G., 2004. Computational contact mechanics. *Encyclopedia of computational mechanics*.
- [7] Gracitelli, G., 2014. Cartilagem.
- [8] Abraham, C. L., Maas, S. A., Weiss, J. A., Ellis, B. J., Peters, C. L., & Anderson, A. E., 2013. A new discrete element analysis method for predicting hip joint contact stresses. *Journal of biomechanics*, vol. 46, n. 6, pp. 1121–1127.
- [9] Cheatham, S. W. & Kolber, M. J., 2015. *Orthopedic Management of the Hip and Pelvis-E-Book*. Elsevier Health Sciences.