

# IV SEMANA DO CONHECIMENTO

COMPARTILHANDO E FORTALECENDO REDES DE SABERES

6 A 10 DE NOVEMBRO DE 2017



Marque a opção do tipo de trabalho que está inscrevendo:

Resumo

Relato de Caso

## ESTUDO NUMÉRICO DA BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO COXOFEMORAL

**AUTOR PRINCIPAL:** Daniel Dalla Maria

**COAUTORES:** Lucas Dalla Maria

**ORIENTADOR:** Charles Leonardo Israel

**UNIVERSIDADE:** Universidade de Passo Fundo

### INTRODUÇÃO:

A articulação coxofemoral abrange o acetábulo do quadril e a cabeça do fêmur (Hamill, 2012). Esta articulação triaxial esferoidal, do tipo bola e encaixe, é responsável pela estabilidade e mobilidade do corpo humano (Oatis, 2014).

O peso corporal se distribui uniformemente através dos membros inferiores na postura ereta. Entretanto, a carga total imposta sobre cada membro inferior é maior que o peso sustentado devido às forças verticais ascendentes e a tensão muscular (Hall, 2016).

Além disso, o peso corporal excessivo e o aumento das atividades físicas contribuem significativamente para a sobrecarga das forças de contato no quadril (Campbell, 1989).

Para melhor compreensão da biomecânica da articulação coxofemoral, faz-se necessário a modelagem tridimensional do quadril e fêmur íntegros e saudáveis, bem como da utilização de métodos numéricos computacionais para posterior avaliação dos gradientes de deformação total e distribuição de tensões de von Mises.

### DESENVOLVIMENTO:

O modelo tridimensional do quadril e do fêmur foram elaborados de acordo com o protocolo BioCAD<sup>®</sup>, técnica de modelagem que consiste em obter um modelo virtual fidedigno a partir de referências anatômicas. A Figura 1(a) apresenta o domínio físico tridimensional no *software* SolidWorks<sup>®</sup> 2012.

Com auxílio do *software* Ansys<sup>®</sup> Workbench 13.0, atribuíram-se as propriedades físicas e mecânicas do osso humano, conforme Callister (2002). A densidade absoluta, o coeficiente de Poisson, o módulo de elasticidade, o limite de

# IV SEMANA DO CONHECIMENTO

COMPARTILHANDO E FORTALECENDO REDES DE SABERES

6 A 10 DE NOVEMBRO DE 2017



resistência à tração e o limite e resistência à compressão são iguais a, respectivamente,  $1650 \text{ kg/m}^3$ ; 0,25; 14,55 GPa; 98,4 MPa e 165,5 MPa. Considerou-se o osso humano como material linear elástico perfeitamente isotrópico e homogêneo.

Como condições de contorno, restringiu-se os movimentos laterais do terço medial e distal do fêmur e impediu-se a luxação da articulação coxofemoral, como observado na Figura 1(b). Atribuíram-se características de suporte fixo à asa do íliaco e à sínfise púbica, conforme Figura 1(c) e (d), respectivamente. Por fim, aplicou-se uma força vertical ascendente de 4200 N na face inferior do côndilo femoral, de acordo com a Figura 1(e) e (f); o que corresponde a reação do solo sobre o pé de 6,25 vezes o peso corporal médio da população brasileira entre 25 e 64 anos (IBGE, 2011).

Para a discretização do domínio físico, obteve-se uma malha com 96318 elementos finitos tetraédricos parabólicos.

Após o processamento dos dados, partiu-se para a análise dos resultados obtidos para a deformação total e distribuição de tensões através da teoria da Energia de Distorção de von Mises.

Na Figura 2, nota-se a existência de uma ampla região com deformação total nula no quadril e a ocorrência do valor máximo, 0,267 mm, na cabeça do fêmur. A deformação máxima é ocasionada pela propagação da força vertical através do eixo longitudinal do fêmur e pela restrição imposta na asa do íliaco e na sínfise púbica.

Na Figura 3, observa-se a ocorrência de uma grande área com valores mínimos de tensão, variando entre 0,007 MPa e 5,649 MPa, sendo que a menor tensão encontra-se no trocanter maior do fêmur. A tensão máxima de 50,783 MPa ocorre na superfície acetabular anterior, indicando uma possível fratura caso o esforço vertical aumente ou a resistência óssea diminua. De maneira similar, a tensão máxima do fêmur atinge valores de 13,820 MPa e pode acarretar trincas ou fraturas na região subtrocantérica.

Ressalta-se que o aumento da força vertical pode ser causado pelo peso corporal excessivo ou prática de atividades físicas, ao passo que a diminuição da resistência óssea pode ser originada pela osteoporose ou alterações hormonais.

Destaca-se que as tensões máximas calculadas não atingem os limites de resistência óssea à compressão e à tração e, conseqüentemente, não ocorrerá fratura. Contudo, profissionais da área da saúde podem utilizar os resultados alcançados para intervir de forma eficaz no tratamento e na prevenção de lesões articulares.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS:

Conclui-se que a bioengenharia computacional é extremamente importante para o entendimento da biomecânica e busca de soluções no âmbito médico, além de evidenciar que o método numérico é uma poderosa ferramenta de análise com grande potencial de aplicação.

# IV SEMANA DO CONHECIMENTO

COMPARTILHANDO E FORTALECENDO REDES DE SABERES

6 A 10 DE NOVEMBRO DE 2017



Contudo, deve-se observar que as soluções numéricas dependem da adequação de um modelo matemático e necessitam de validação experimental.

## REFERÊNCIAS:

CALLISTER, William D. **Ciência e engenharia dos materiais**. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

CAMPBELL, Willis C. **Cirurgia Ortopédica de Campbell**. São Paulo: Manole, 1989.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica**. 7 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

HAMILL, Joseph. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3 ed. São Paulo Manole 2012 1.

IBGE, BRASIL. **Pesquisa de orçamentos familiares 2008–2009: Análise do consumo alimentar pessoal no Brasil**. Rio de Janeiro: IBGE, 2011.

OATIS, Carol A. **Cinesiologia: a mecânica e a patomecânica do movimento humano**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2014.



# IV SEMANA DO CONHECIMENTO

COMPARTILHANDO E FORTALECENDO REDES DE SABERES

6 A 10 DE NOVEMBRO DE 2017



## ANEXOS:

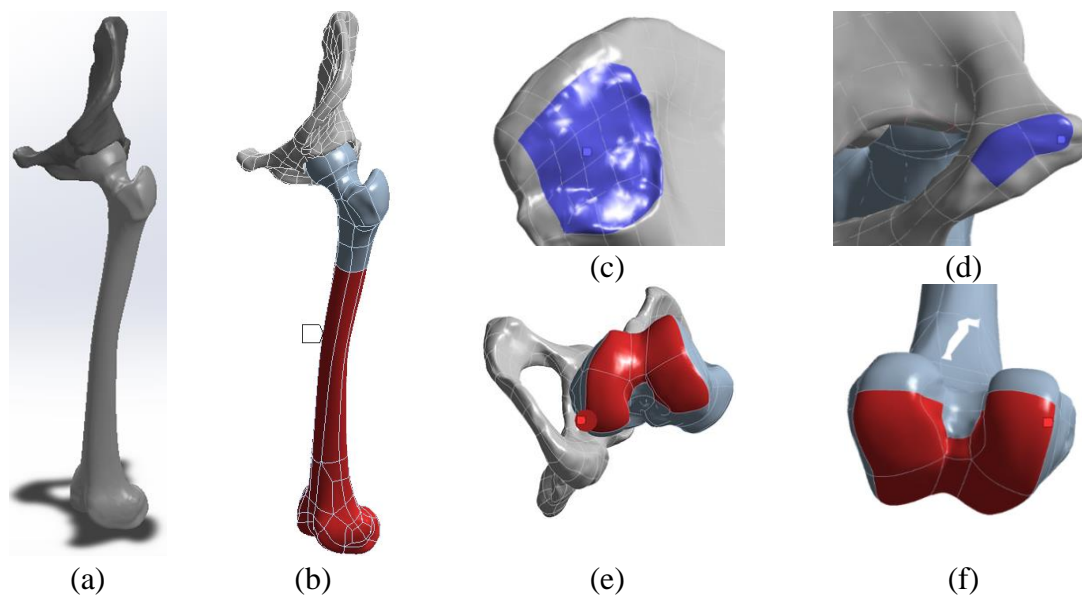


Figura 1: (a) Domínio físico tridimensional do quadril e fêmur; (b) restrição do movimento lateral do terço medial e distal do fêmur; (c) fixação da asa do íliaco; (d) fixação da sínfise púbica; (e) aplicação da força vertical na face inferior do côndilo femoral; (f) detalhe do côndilo femoral.

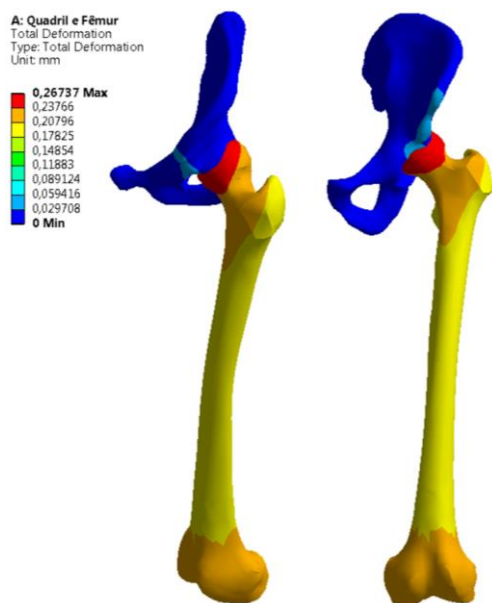


Figura 2: Gradiente de deformação total do quadril e fêmur.

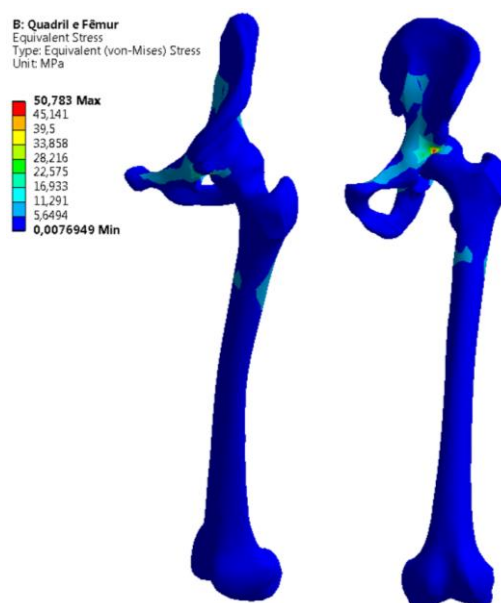


Figura 3: Distribuição de tensões de von Mises do quadril e fêmur.