

COMPARATIVO ENTRE UM OSSO COM PROPRIEDADES MECÂNICAS ISOTRÓPICAS E ORTOTRÓPICAS PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM UMA FRATURA

Igor Emanuel Espindola Loureiro, igor.loureiro@outlook.com¹
Celso Júnio Aguiar Mendonça, celso.mendonca@hc.ufpr.br²
Ivan Moura Belo, ivanbelo@utfpr.edu.br³

¹ Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – PPGEB, Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901,

² Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901,

Resumo. Muitos estudos que realizam simulações estruturais de ossos utilizando o método dos elementos finitos consideram o tecido ósseo como sendo um material isotrópico, porém este é um material ortotrópico de acordo com a literatura. O presente trabalho faz um comparativo entre esses dois comportamentos mecânicos, com o objetivo de analisar se é viável utilizar este tipo de aproximação, levando em consideração os parâmetros de deslocamentos dos sistemas e o tempo de duração da simulação. Para isso, é utilizado uma fratura coronal do côndilo femoral que foi fixada com uso de 2 parafusos esponjosos anteriores e uma placa reta do tipo DCP com uso de 4 parafusos na face lateral do fêmur distal. Observou-se que os resultados de deslocamentos não tiveram grandes variações entre o osso isotrópico e o ortotrópico, com exceção dos deslocamentos dos parafusos esponjosos, onde houve uma diferença expressiva de 106,7% e 135,1%. Então é indicado que sejam utilizadas propriedades mecânicas isotrópicas apenas para resultados iniciais. Para as conclusões finais é mais apropriado considerar o osso como material ortotrópico, mesmo que prolongue o tempo de simulação, fazendo com que não haja uma diferença muito alta nos resultados, pois deste modo acabaria fugindo da realidade.

Palavras chave: Método dos Elementos Finitos. Ortotrópico. Fratura Coronal do Côndilo Femoral. Biomecânica.

Abstract. Many studies that perform structural simulations of bones using the finite element method consider bone tissue to be an isotropic material, however this is an orthotropic material according to the literature. The present work makes a comparison between these two mechanical behaviors, in order to analyze whether it is feasible to use this type of approach, taking into account the displacement parameters of the systems and the duration of the simulation. For this, a coronal fracture of the femoral condyle is used, which was fixed using 2 cancellous screws and a straight DCP type plate using 4 screws on the lateral face of the distal femur. It was observed that the results of displacements did not have great variations between isotropic and orthotropic bone, with the exception of displacements of cancellous screws, where there was a significant difference of 106.7% and 135.1%. So it is indicated that isotropic mechanical properties are used only for initial results. For the final conclusions, it is more appropriate to consider bone as an orthotropic material, even if it prolongs the simulation time, making sure that there is not a very high difference in the results, as this would end up escaping reality.

Keywords: Finite Element Method. Orthotropic. Hoffa's fracture. Biomechanics.

1. INTRODUÇÃO

Os estudos para o melhoramento e desenvolvimentos de novos implantes vem crescendo progressivamente com a utilização da tecnologia de simulação computacional pelo método de análise dos elementos finitos (ANSYS, 2019). Muitos estudos utilizam uma aproximação das propriedades mecânicas do osso para isotrópica, exemplos podem ser vistos com Roseiro *et al.* (2014) e Duarte e Ramos (2014). Porém, o osso é composto por sua maioria de hidroxiapatita, colágeno, proteínas e água, isso faz com ele seja um compósito, possuindo propriedades mecânicas ortotrópicas (CURREY, 2016).

Um elemento de um corpo com propriedades mecânicas isotrópicas apresenta as mesmas propriedades em todas as direções observadas, isso ocorre devido a distribuição aleatória de seus constituintes. Por outro lado, um elemento ortotrópico possui as mesmas propriedades mecânicas em cada plano apenas, considerando 3 planos ortogonais no espaço,

esse comportamento pode ser observado em madeira, chapas de aço laminadas em apenas uma direção e em materiais compósitos por exemplo. Um comportamento anisotrópico é caracterizado por possuir propriedades dissemelhantes em todas as direções, não se limitando apenas nas direções dos planos ortogonais como ocorrem com os materiais ortotrópicos (BORESI; SCHMIDT, 2003).

No presente trabalho é feito um comparativo dos resultados obtidos de uma simulação estrutural de uma fratura utilizando as propriedades mecânicas do osso com os comportamentos isotrópico e ortotrópico, para melhor compreensão de suas particularidades. Com isso, é verificado se as divergências nos resultados de seus deslocamentos são relevantes e se o tempo de duração da simulação justifica essa aproximação.

Para a comparação dos resultados do osso isotrópico e ortotrópico é utilizado um estudo de caso de um homem de 44 anos, que sofreu um acidente de moto, dando origem a fratura coronal do côndilo femoral conhecida como fratura de Hoffa, conforme Fig 1. Essa fratura fica localizada na parte distal do fêmur, na região do joelho onde o fêmur tem uma forma trapezoidal, região chamada de côndilo, aonde o fêmur se articula com a tíbia (TORTORA, 2013).

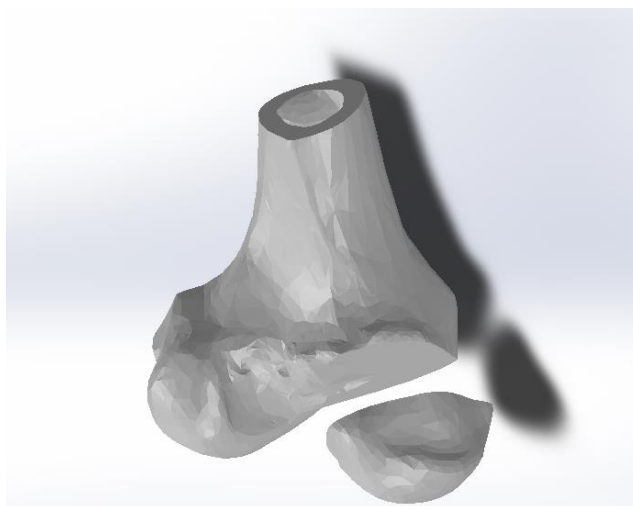


Figura 1. Fratura de Hoffa

Esse tipo de fratura é comumente causado devido a traumas de alta energia, sendo uma fratura difícil de ser identificada se não for realizada uma Tomografia Computadorizada (TC), devendo ser realizado um tratamento cirúrgico criterioso para se evitar complicações como lesão articular, principalmente na inserção de parafusos, ou perda de redução por fixação insuficiente (RUEDI; MURPHY, 2001)

2. METODOLOGIA

Na modelagem da placa e a realização das simulações, foi utilizado um computador com processador Intel® Core™ i5-8250U CPU @ 1.60GHz 1.80 GHz, memória RAM 8,00 GB, sistema operacional de 64 bits, processador com base em x64, Windows 10 Home Single Language, NVIDIA GeForce MX150. Para a modelagem da órtese e dos parafusos foi utilizado o programa Solidworks®, versão 19.0, da empresa Dassault Systèmes S.A e para as simulações estruturais pelo método dos elementos finitos foi utilizado o programa ANSYS®.

Foi realizada uma Tomografia Computadorizada (TC) para a criação do modelo geométrico do osso fraturado, utilizando o programa Invesalius® (v3.1.1, Centro de Tecnologia da Informação Renato Acher – CTI, Campinas, Brasil), no qual foi obtido o objeto 3D por Mendonça (2018) em sua dissertação. Após isso, o modelo foi tratado no programa Meshmixer®, versão 3.5 para Windows, da empresa Autodesk, reduzindo sua a qualidade, inspecionando e corrigindo seus defeitos, e por fim transformando-o em sólido, com a finalidade de otimizar o modelo para a montagem e simulação.

Após isso, foi realizado o redesenho da placa reta do tipo DCP e dos parafusos, sendo quatro parafusos bloqueados de comprimento 16 mm, 26 mm, 26 mm e 28 mm, todos com diâmetro de 3,5 mm, e dois parafusos esponjosos de comprimento 50 mm e 60 mm, ambos com diâmetro de 4 mm, respectivamente conforme a Fig 2.

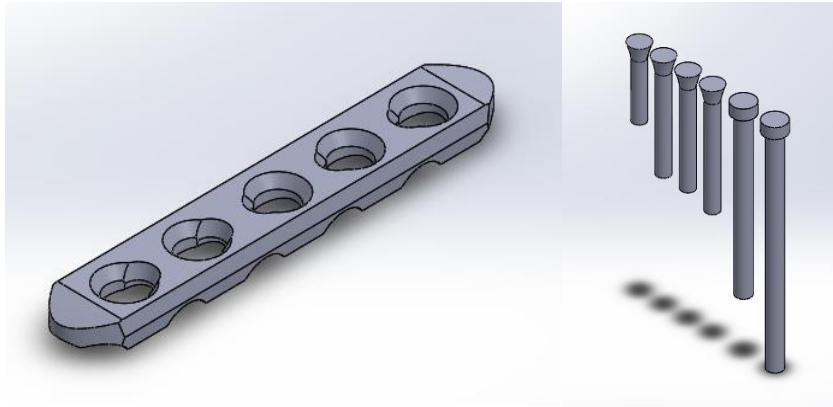


Figura 2. Placa reta e parafusos

Em seguida, é feita a modelagem da placa no osso e, após isso, são inseridos os parafusos no sistema, sendo os bloqueados fixados na placa e no osso enquanto os esponjosos apenas no osso. Na Figura 3 é possível observar a montagem da placa e dos parafusos no osso fraturado.

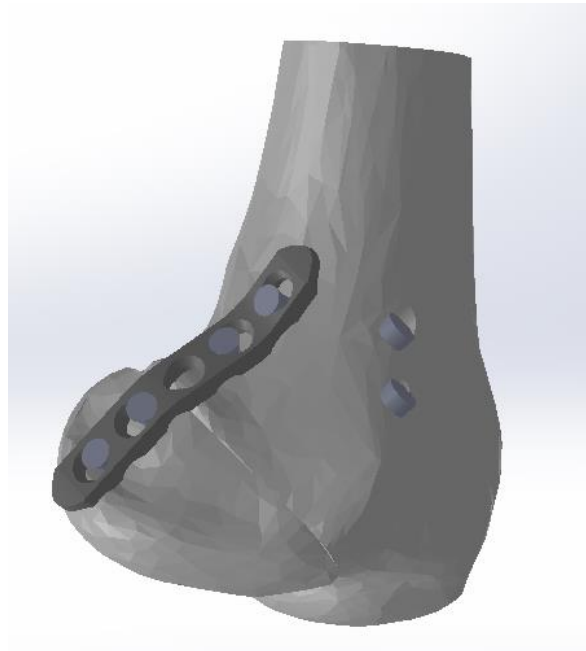


Figura 3. Montagem da placa e dos parafusos no osso fraturado

Para a realização da simulação estrutural, os valores dos módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson utilizados por Currey J. (2016) em seu capítulo de livro, no qual realiza um estudo bibliográfico de testes feitos em osso cortical. Para o presente estudo, foi utilizado os resultados obtidos de ensaio mecânico de compressão, visto que é a situação de trabalho de um fêmur na parte distal. Para os dados de entrada dos dados de engenharia do Ansys®, é considerado as direções X e Y como radiais e Z como axial. Os dados foram preenchidos conforme consta na Fig. 4 para a elasticidade isotrópica e na Fig. 5 para a elasticidade ortotrópica. Na Figura 6 estão as propriedades mecânicas da placa e dos parafusos, no qual é utilizada a própria biblioteca do Ansys, considerando-os como *stainless steel* (aço inoxidável).

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Isotropic Elasticity				
4	Derive from	Young'...			
5	Young's Modulus	18200	MPa		
6	Poisson's Ratio	0,38			
7	Bulk Modulus	2,5278E+10	Pa		
8	Shear Modulus	6,5942E+09	Pa		

Figura 4. Propriedades mecânicas do osso isotrópico

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Orthotropic Elasticity				
4	Young's Modulus X direction	12800	MPa		
5	Young's Modulus Y direction	12800	MPa		
6	Young's Modulus Z direction	17700	MPa		
7	Poisson's Ratio XY	0,53			
8	Poisson's Ratio YZ	0,41			
9	Poisson's Ratio XZ	0,41			
10	Shear Modulus XY	3300	MPa		
11	Shear Modulus YZ	3300	MPa		
12	Shear Modulus XZ	3300	MPa		

Figura 5. Propriedades mecânicas do osso ortotrópico

	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Density	7750	kg m ⁻³		
4	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion				
6	Isotropic Elasticity				
7	Derive from	Young'...			
8	Young's Modulus	1,93E+05	MPa		
9	Poisson's Ratio	0,31			
10	Bulk Modulus	1,693E+11	Pa		
11	Shear Modulus	7,3664E+10	Pa		
12	Tensile Yield Strength	207	MPa		
13	Compressive Yield Strength	207	MPa		
14	Tensile Ultimate Strength	586	MPa		
15	Compressive Ultimate Strength	0	MPa		

Figura 6. Propriedades mecânicas do aço inoxidável

Para as condições de contato entre os corpos, é considerado *bonded* (sem graus de liberdade) em todas as faces que estão em contato com os parafusos bloqueados, sendo a placa, o fragmento e o fêmur. Também é considerada essa condição para as faces dos parafusos esponjosos que tocam o fragmento. A condição *frictionless* (sem atrito) é usada na parte do corpo do parafuso esponjoso que toca o fêmur. As faces da cabeça do parafuso esponjoso e da placa que estão em contato com o osso, é considerado *frictional* (com atrito) com coeficiente de atrito igual a 0,2.

Na etapa de discretização do modelo, é utilizada a função *sizing* para definir os elementos dos parafusos bloqueados e da placa com tamanho de 2 mm e dos parafusos esponjosos com tamanho de 3 mm. Depois disso, é utilizada função *face meshing* nos parafusos esponjosos para melhor distribuição, aplicando nas faces da rosca e nas faces da cabeça paralela a ela. A malha resultante pode ser observada na Fig 7.

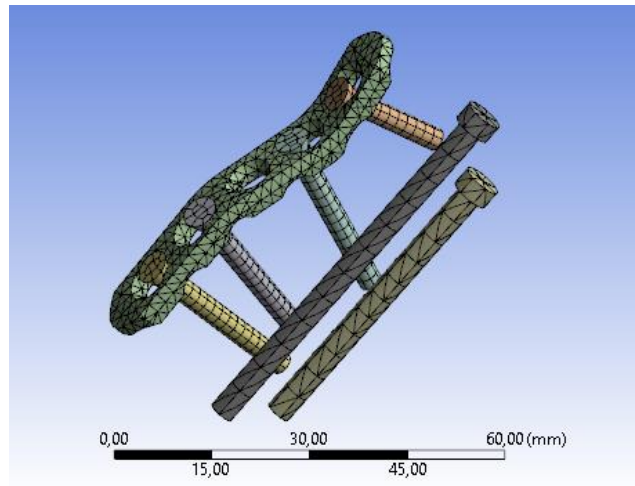


Figura 7. Malha resultante da placa e dos parafusos

Para o fragmento e o fêmur, não foram realizados refinamentos, apenas é utilizada a malha automática que o próprio software gera. A malha do sistema inteiro com todos os seus componentes está na Fig. 8.

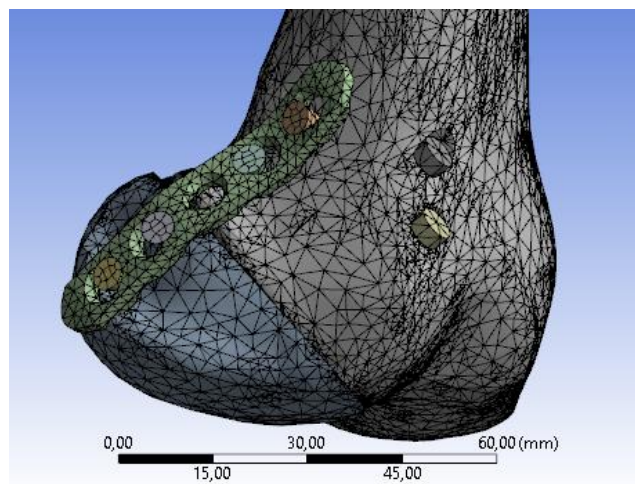


Figura 8. Malha do modelo com todos seus componentes

É considerado um uma carga de 4000 N de compressão na extremidade do osso, conforme Taylor, Heller, Bergmann e Duda (2004), a carga atuante no joelho é igual a 5,1 vezes o peso do corpo, levando em consideração uma pessoa subindo uma escada, então considerando uma pessoa de 80 Kg é encontrada a carga apresentada anteriormente. O local e a direção em que é aplicada essa carga foram escolhidas devido ser o caso mais crítico, no qual ocorrem maiores deslocamentos devido a força estar sendo aplicada paralelamente ao plano da fratura, conforme verificado por Loureiro e Ramin (2019).

Além da carga de compressão que atua no osso, a extremidade proximal do modelo foi fixada e aplicou-se uma pré-carga nos parafusos esponjosos de 2500 N, utilizando a média dos valores de trabalho 2000 N e 3000 N, conforme Perren (2002). Todas as condições de contorno no modelo podem ser observadas na Fig. 9.

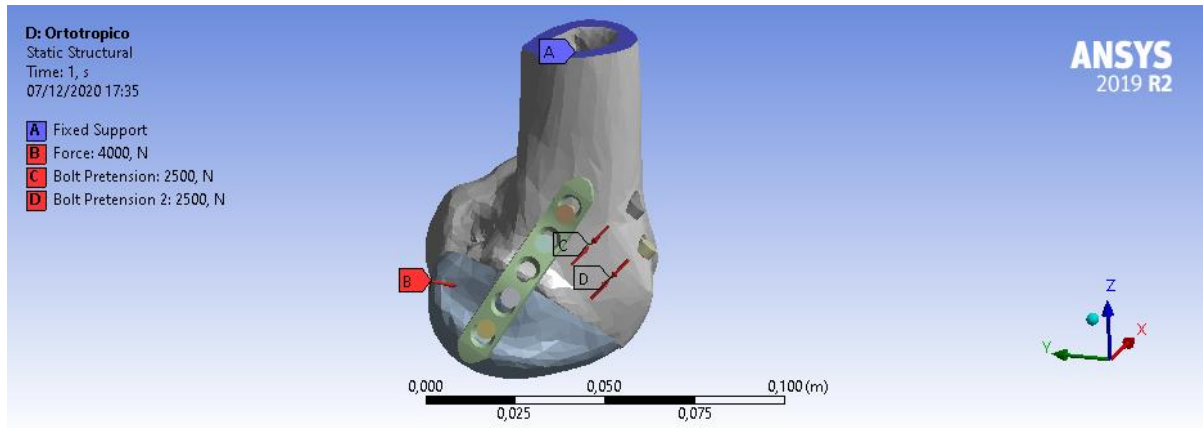


Figura 9. Condições de contorno do modelo

Para uma melhor comparação dos resultados, foram escolhidos quatro pontos nos dois modelos: dois nas extremidades inferior e superior da placa e dois localizados no plano da fratura, sendo um localizado no fragmento e o outro no fêmur. Os pontos informados podem ser observados nas Fig. 10. Além desses pontos, foram selecionadas as faces superiores dos parafusos esponjosos para realizar a comparação dos deslocamentos máximos destas áreas também.

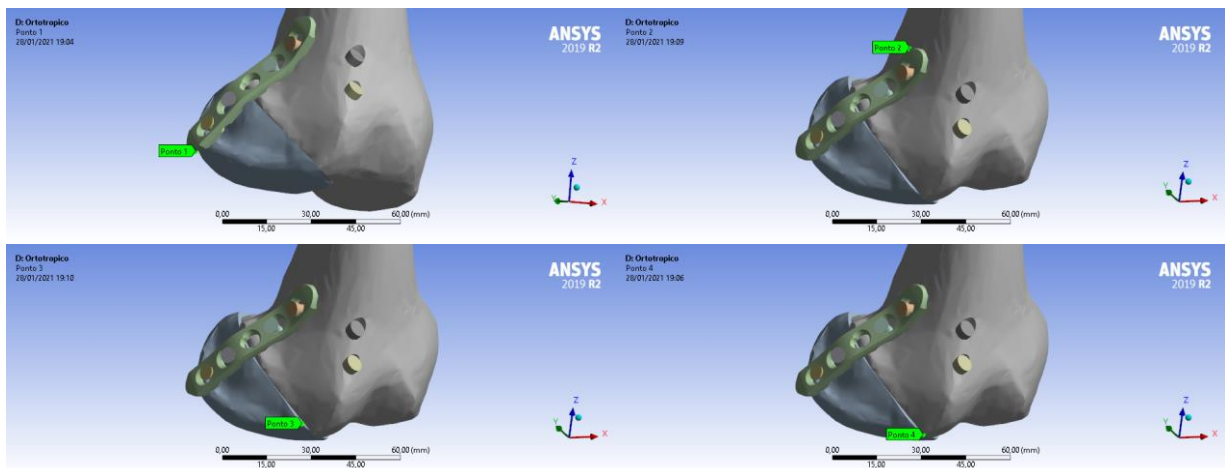


Figura 10. Ponto 2 localizado na extremidade superior da placa de osteossíntese

3. RESULTADOS

Ambos os resultados possuem valores próximos para os deslocamentos máximos do sistema, com variação de 5,2% em relação ao osso ortotrópico. Além disso, o deslocamento ocorre exatamente no mesmo local, na extremidade inferior da placa de osteossíntese, conforme Fig. 11 e 12.

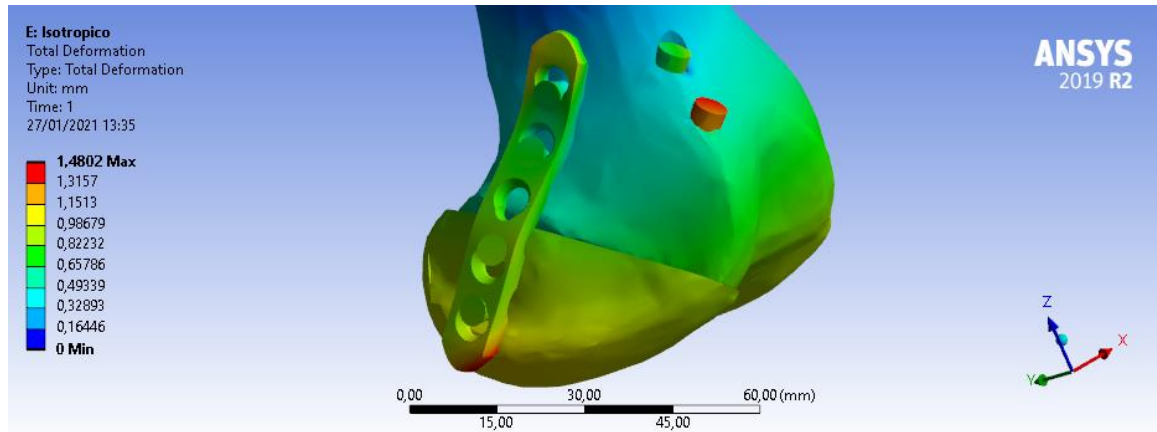


Figura 11. Deslocamento máximo para osso isotrópico

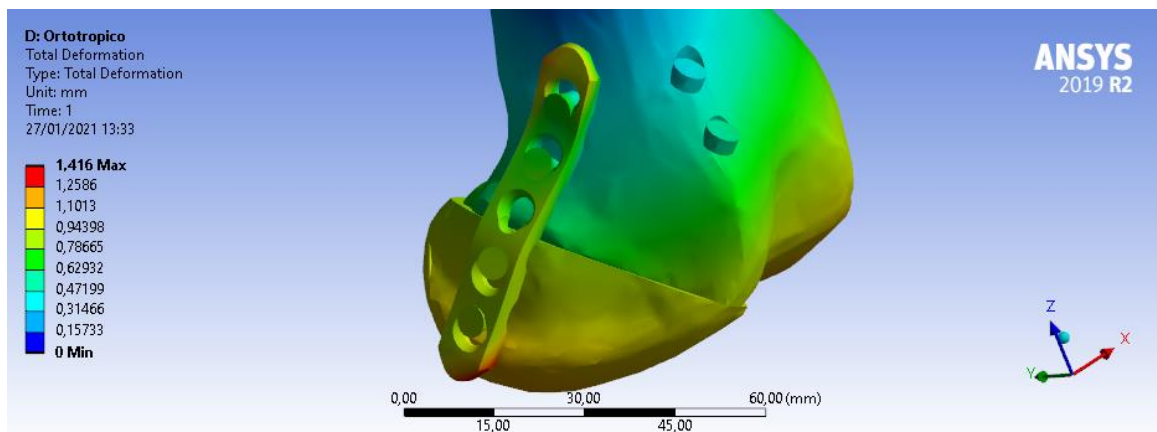


Figura 12. Deslocamento máximo para osso ortotrópico

É notável que o gradiente de deslocamento entre os dois são muito semelhantes, porém há uma divergência nos resultados dos parafusos esponjosos. Então foram selecionadas as faces superiores desses dois parafusos para uma melhor análise dos resultados. Na Tabela 1 consta o comparativo dos valores dos deslocamentos máximos nas faces selecionadas do osso isotrópico e ortotrópico. Observa-se que há uma variação grande dos resultados obtidos dos deslocamentos desses parafusos entre os dois materiais, sendo 106,7% para o parafuso superior e 135,1% para o parafuso inferior.

Parafuso esponjoso	Deslocamento osso isotrópico (mm)	Deslocamento osso ortotrópico (mm)	Diferença (mm)	Diferença em relação ao osso ortotrópico (%)
Superior	0,884	0,428	0,456	106,7%
Inferior	1,397	0,594	0,803	135,1%

Tabela 1. Deslocamentos das faces superiores dos parafusos esponjosos

Na Tabela 2 é verificado os valores dos deslocamentos referentes aos quatro pontos selecionados citados anteriormente e a comparação entre eles. Nota-se que as diferenças dos valores dos deslocamentos são muito inferiores aos deslocamentos que ocorrem nos parafusos esponjosos.

Ponto	Deslocamento osso isotrópico (mm)	Deslocamento osso ortotrópico (mm)	Diferença (mm)	Diferença em relação ao osso ortotrópico (%)
1	1,489	1,416	0,073	5,2%
2	1,160	1,226	-0,066	-5,4%
3	0,928	0,958	-0,030	-3,1%
4	0,844	0,926	-0,081	-8,8%

Tabela 2. Deslocamentos dos 4 pontos escolhidos

O tempo de duração da simulação da análise do osso isotrópico foi de 10 minutos e 54 segundos enquanto do osso ortotrópico foi de 26 minutos e 29 segundos, sendo uma diferença de tempo de 15 minutos e 35 segundos, que representa uma porcentagem de 58,8% do resultado do material ortotrópico e 143% do resultado do material isotrópico.

4. CONCLUSÕES

Os resultados da distribuição de deslocamentos de ambos os casos possuem resultados semelhantes, porém acaba divergindo para os resultados dos parafusos esponjosos. Isso se dá pelo fato das propriedades mecânicas nas direções radiais serem diferentes, afetando o resultado final.

Levando em consideração o estudo realizado por Loureiro e Ramin (2019), que utilizaram o mesmo modelo e as análises foram feitas em pontos localizados no plano da fratura do osso, os valores dos resultados não tiveram uma variação significativa, pois o principal objetivo era analisar a estabilidade mecânica da osteossíntese, ou seja, analisar o deslocamento dos fragmentos da fratura. Caso fosse feita a análise nos parafusos esponjosos, os resultados teriam divergido da realidade, visto que uma simulação é uma aproximação.

Então, para uma interpretação inicial dos resultados e otimização do tempo, é interessante utilizar uma aproximação para o osso isotrópico, visto que usualmente são realizados ajustes antes de chegar no resultado final, pois é necessário fazer alterações e considerações durante o processo. Após os ajustes necessários, é indicado que altere as propriedades do osso para ortotrópica para obter um resultado mais próximo do real.

5. REFERÊNCIAS

- ANSYS. “Orthopedics”. Disponível em: <<https://www.ansys.com/solutions/solutionsby-industry/healthcare/orthopedics>>. Acesso em: 06 out. 2020.
- Boresi, Arthur P.; Schmidt, Richard J. *Advanced Mechanics of Materials*. 6. ed. Danvers: John Wiley & Sons, Inc, 2003. 671 p.
- Currey, J. “Chapter A1 Cortical Bone”. In: Murphy W., Black J., Hastings G. *Handbook of Biomaterial Properties*. 2. ed. New York, Ny: Springer, 2016. p. 3-13.
- Duarte, R.; Ramos, A. “Estudo comparativo da distribuição de carga articulação anca intacta e com prótese total press-fit e resurfacing”. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*, v. 22, n. 2, p. 5–18, 2014.
- Loureiro, I. E. E.; Ramin, Thiago Siqueira. *ANÁLISE DE DUAS PLACAS DE OSTEOSÍNTESE EM UMA FRATURA HOFFA UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS*. 2019. 65 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019.
- Mendonça, C. J. A. *APLICAÇÃO DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D NO TRATAMENTO DE PSEUDOARTROSE DA FRATURA CORONAL DO CÔNDILO FEMORAL*. 2018. 105 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2018.
- Perren, S. M. “OF LONG BONE FRACTURES THE SCIENTIFIC BASIS OF BIOLOGICAL INTERNAL FIXATION: CHOOSING A”. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, v. 84-B, n. 8, p. 1093–1110, 2002.
- Roseiro, Luis M. et al. “External fixator configurations in tibia fractures: 1D optimization and 3D analysis comparison”. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Coimbra, Pt, p. 360-370, jan. 2014.
- Ruedi, Thomas P.; Murphy, Willian M. *AO Principles of Fracture Management*. Stuttgart: Thieme, 2001. 864 p.
- Taylor, William R.; Heller, Markus O.; Bergmann, Georg; Duda, Georg N. “Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing”. *Journal of Orthopaedic Research*, Berlin, p. 625-632, 2004.
- Tortora, G. J. *Princípios de Anatomia Humana*. 12ed. ed. Rio de Janeiro: GEN, 2013.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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