

COMPARATIVE STUDY OF EXTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS FOR TIBIAL PLATEAU FRACTURES: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Celso Júnio Aguiar Mendonça

Felipe Gonçalves Di Nisio

Luca Salvadori Ferre

Ivan Moura Belo

cjamendonca@yahoo.com.br

felipenisio@alunos.utfpr.edu.br

ferre@alunos.utfpr.edu.br

ivanbelo@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR

Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB

Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000, 81280-340, Curitiba - PR, Brazil

Abstract. This study presents a comparative structural finite element analysis of two different fixation methods for high energy tibial plateau fractures: through conventional plates and screws and using blocked plates with locking head screws. The project consists on the modelling of the assemblies in a CAD environment based on the images from a computed tomography (CT). Autodesk Fusion 360© was used to perform the CAD step. Afterwards, finite element analysis was performed in both assemblies. This type of analysis allows a great modelling versatility and also a great level of correlation between its results and the expected physical behaviour of the structure evaluated. Altair HyperWorks© was chosen to pre-process and post-process the analysis and Abaqus CAE© for solving. The comparison parameter chosen to drive the results is the displacement of the bone fragments over the fracture border. Smaller relative displacements between the bone fragments are desirable for a shorter recovery time, since this condition provides the required stability for the bone to regenerate and consolidate without defects. The model was built considering the boundary conditions foreseen in specific bibliography and submitted to a vertical compressive load of 3224,5 N. The osteosynthesis of blocked plates with locking head screws showed the best results since it presented inferior relative displacements over the fracture border.

Keywords: Finite element analysis, Tibial Plateau Fracture, Biomechanics

1 Fundamentação

O platô tibial é uma região do joelho localizada na tíbia que recebe intensamente as cargas referentes ao peso do corpo, tornando-a suscetível a fraturas. A origem dessas fraturas pode variar desde quedas de altura elevada até acidentes automobilísticos. Como tratamento dessas fraturas, muitas vezes é necessário o uso de implantes (órteses) no membro danificado, visando a recuperação do tecido ósseo e a reabilitação do paciente.

Tortora and Nielsen [1] afirmam que a tíbia é o segundo maior osso em comprimento presente no corpo humano, ultrapassado apenas pelo fêmur. A sua epífase proximal é expandida formando os côndilos medial e lateral (mais próximo e mais distante do eixo longitudinal do corpo, respectivamente). Eles são separados por uma projeção óssea denominada eminência intercondilar. Essas estruturas são apresentadas na Figure 1. A superfície acima dos côndilos é denominada de platô tibial ou planalto tibial, região na qual ocorrem as fraturas de interesse para este trabalho.



Figure 1. Regiões da tíbia proximal

A utilização de implantes cirúrgicos deve fornecer a maior estabilidade possível na região fraturada do osso a fim de possibilitar a osteossíntese, isto é, a regeneração óssea. Para isso, devem promover a estabilidade e o alinhamento temporários dos fragmentos da fratura até o fim de sua recuperação [2].

O presente estudo busca avaliar estruturalmente de maneira comparativa dois métodos de fixação para fraturas no platô: através de placas e parafusos convencionais e através de placas bloqueadas e parafusos autotravantes.

Segundo Huang et al. [3], o que diferencia os dois tipos de implantes é o seu princípio de atuação sobre a fratura: a fixação com placas e parafusos convencionais visa comprimir os fragmentos ósseos na região da fratura através da aplicação de uma pré-carga. Já as placas bloqueadas funcionam como um aparato externo de alta rigidez (a cabeça do parafuso autotravante possui rosca para fixação na placa) introduzido na fratura para estabilizá-la sem necessidade de comprimir os fragmentos ósseos. De acordo com Chen et al. [4], a fixação através de placas bloqueadas provê uma maior estabilidade mecânica em comparação a outros métodos. Esse método de fixação interna visa reduzir a área de contato entre o implante e a superfície do osso, resultando em maior preservação do fluxo sanguíneo no periósteo e aumentando a resistência contra infecções [2].

Dos diferentes tipos de fratura que ocorrem no platô tibial, para este estudo foi escolhida a fratura Schatzker tipo V - classificada como fratura de alta energia - devido à sua maior criticidade e por despertar mais dúvidas quanto à escolha adequada do método de fixação. Em fraturas de baixa energia, mais

comuns, o comportamento sob diferentes implantes já é plenamente conhecido pela comunidade médica [5] [6].

O objetivo principal do estudo é definir, para fraturas Schatzker tipo V, qual o método de fixação interna que gera maior estabilidade mecânica dentre a osteossíntese por placa e parafusos convencionais e a placa bloqueada com parafusos autotravantes. Para isso, será realizada uma análise estrutural computacional utilizando o método dos elementos finitos (MEF). O critério para avaliar comparativamente os dois implantes é o deslocamento relativo entre os fragmentos ósseos obtido como resultado das simulações. Espera-se, com esses resultados, poder inferir a partir de critérios quantitativos qual dos dois métodos promove uma maior coesão entre os fragmentos ósseos e, conseqüentemente, gera um melhor processo de recuperação para o paciente operado.

Os avanços da tecnologia na biomecânica têm possibilitado atingir altos níveis de correlação entre análises numéricas e seus respectivos testes físicos, podendo chegar a 95% [7]. Devido à sua praticidade, confiabilidade nos resultados e custo computacional, o MEF foi escolhido para realizar as análises estruturais deste estudo. Para o caso das fraturas de joelho, é interessante saber qual tipo de tratamento apresenta melhor comportamento mecânico com cargas do cotidiano. O implante utilizado para o tratamento da fratura que possibilite uma maior estabilidade mecânica favorecerá uma melhor consolidação óssea, trazendo vantagens como um menor tempo de recuperação e menos riscos de complicações pós-cirúrgicas.

Inicialmente levantam-se as informações necessárias e suficientes para realizar uma simulação computacional do conjunto osso-implante. Posteriormente, serão analisadas através de um *software* de elementos finitos as duas formas de fixação para um mesmo caso de fratura.

2 Metodologia

Uma fratura Schatzker tipo V do platô tibial é reproduzida em ambiente CAD (*Computer-Aided Design*). A partir do modelo tridimensional da tibia fraturada, são elaboradas duas montagens CAD diferentes de fixação interna: a de placas e parafusos convencionais e a de placas bloqueadas com parafusos autotravantes. Os modelos são importados e processados através de um programa computacional comercial de FEA (*Finite Element Analysis*) até a obtenção do resultado.

A Figure 2 apresenta um fluxograma simplificado das etapas necessárias para se obter os resultados da pesquisa, desde a obtenção das imagens CT até a interpretação dos resultados de FEA. O processo realizado pode ser dividido em: construção dos modelos tridimensionais (CAD) e análise de elementos finitos (*Computer-Aided Engineering - CAE*).

Para garantir a qualidade do modelo a ser analisado, são utilizadas imagens tomográficas dos membros inferiores de um homem adulto, sem nenhuma fratura ou lesão na região do platô tibial ou na diáfise da tibia, cedidas pelo Hospital e Maternidade de São José dos Pinhais, sediado em São José dos Pinhais – PR. As imagens CT são processadas a fim de se obter os modelos 3D da tibia e fíbula. Embora o estudo aborde fraturas que ocorrem no osso da tibia, opta-se por incluir a fíbula já que ela possui um papel importante no suporte, estabilidade e restrição de movimentos da tibia.

2.1 Preparação dos modelos CAD

As imagens CT provenientes do exame de tomografia, em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), são tratadas computacionalmente pelo programa InVesalius® 3.1 (CTI, Brasil, 2017) através do processo de segmentação da imagem. Esse processo consiste na reconstrução volumétrica do conteúdo das imagens do tecido ósseo gerando um sólido tridimensional, exportado em formato STL.

O arquivo do modelo 3D foi então aberto no programa Meshmixer® 3.5 (Autodesk, Estados Unidos, 2017), no qual são obtidos os arquivos STL da tibia e da fíbula direita isolados. Primeiramente, como a imagem CT obtida apresenta o conjunto dos membros inferiores, é necessário isolar os ossos de interesse para o estudo. Em seguida, os modelos obtidos necessitam ser tratados a fim de regularizar suas

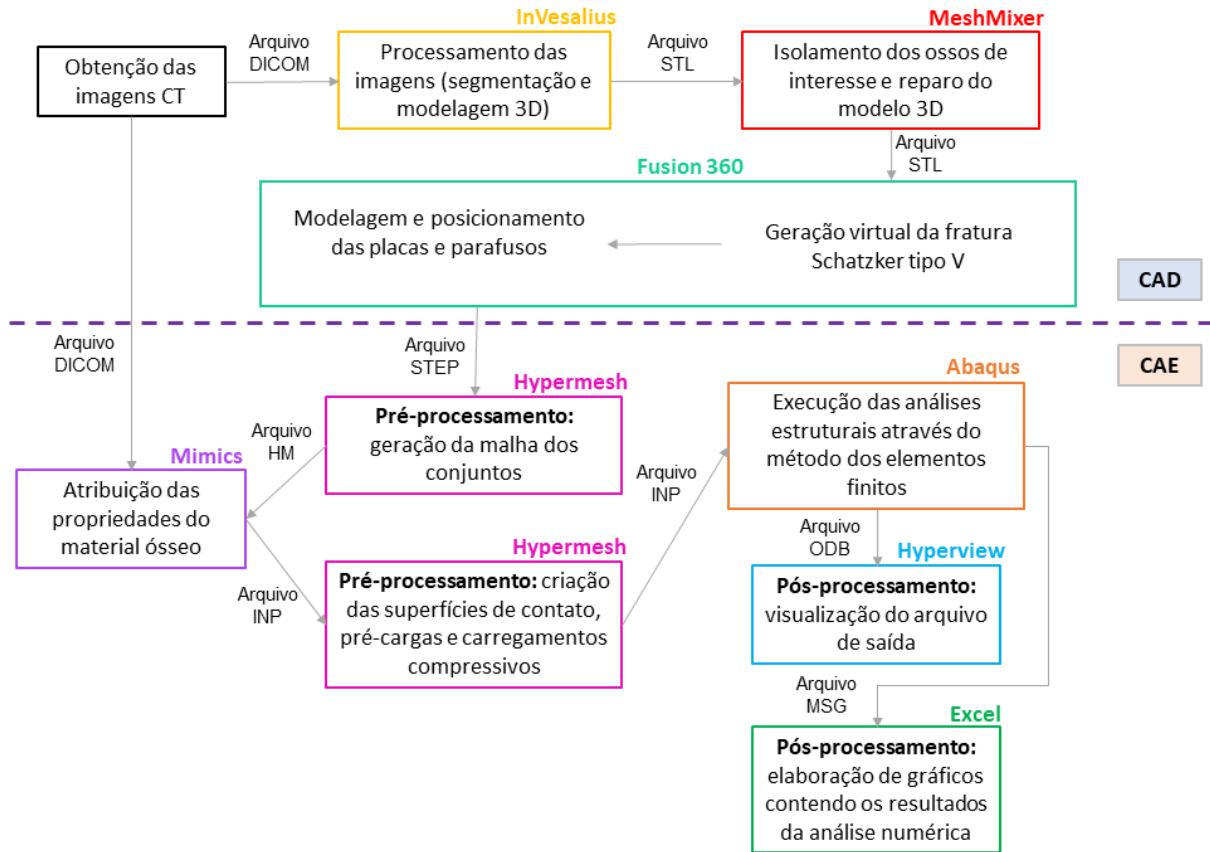


Figure 2. Fluxograma da metodologia utilizada

superfícies e seus volumes, removendo pequenas falhas e imperfeições.

Os arquivos STL da tíbia e fíbula são importados em ambiente CAD utilizando o Fusion 360® 2.0 (Autodesk, Estados Unidos, 2019), no qual é modelada a fratura do platô tibial e posteriormente as placas e parafusos de cada modelo. Como a fratura Schatzker tipo V consiste em uma fratura bicondilar, o sólido da tíbia é dividido em três fragmentos: um lateral, um medial e um contendo a sua diáfise, como mostrado na Fig. 3. Esses fragmentos são distanciados de 0,1 mm entre si a fim de reproduzir a condição da fratura reduzida¹, imediatamente anterior à inserção das placas e parafusos.

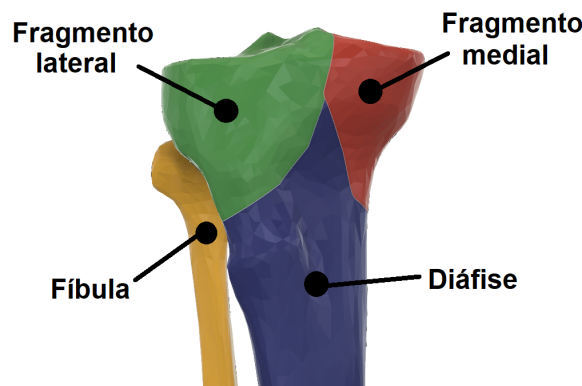


Figure 3. Representação da fratura e seus fragmentos

Também no Fusion 360® são modeladas as placas dos implantes, posicionadas junto ao osso da

¹Terminologia médica utilizada para designar a fratura com seus fragmentos colocados na posição original.

tíbia de acordo com o padrão da fratura. Para a fratura Schatzker V são necessárias duas placas fixadoras, uma lateral e uma medial [6]. O modelo CAD da placa convencional é criado seguindo um modelo real de placa em L para grandes fragmentos, enquanto o de placa bloqueada foi baseado no modelo 4.5mm LCP Proximal Tibia Plate do catálogo da *DePuy Synthes*. Na Figure 4 são exibidos os modelos CAD finais com placas convencionais (esquerda) e placas bloqueadas (direita).

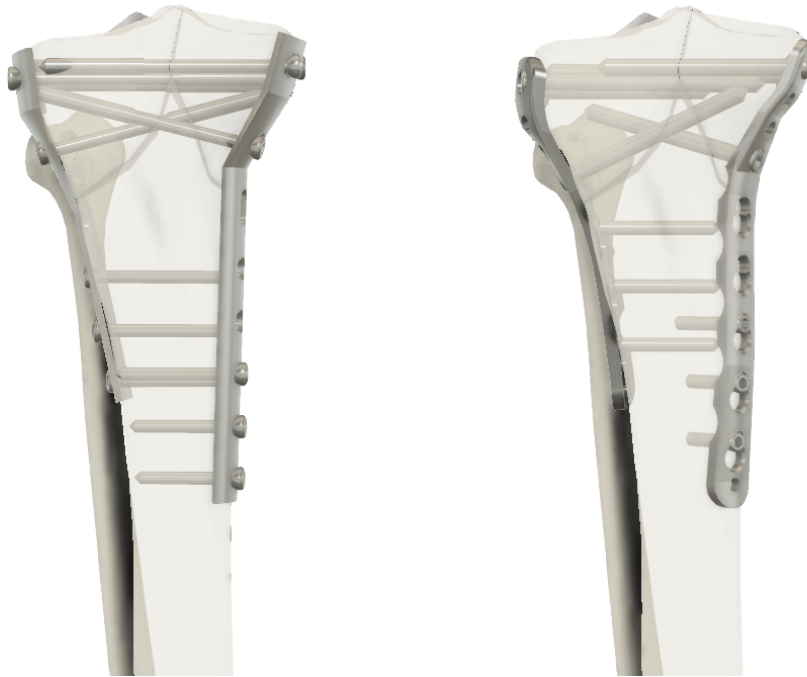


Figure 4. Modelos CAD finais dos conjuntos osso-implante

2.2 Análise de Elementos Finitos

O modelo do conjunto implante-osso em formato STEP é importado como geometria no programa de pré-processamento de elementos finitos Hypermesh® (Altair, Estados Unidos, 2017). A etapa de pré-processamento consiste da geração da malha sólida do osso da tíbia fraturado e atribuição de propriedades a ele. A malha das placas e parafusos também é gerada nesta etapa, além da modelagem de contatos não lineares e pré-cargas nos parafusos. A malha da região proximal da tíbia no modelo de placas convencionais é exibida na Fig. 5. A imagem do lado esquerdo mostra a vista anteromedial e a da direita a vista posterolateral.

Os ossos são estruturas anisotrópicas e não homogêneas. Visando representá-los de forma mais realista, importou-se a malha tetraédrica da tíbia gerada no Hypermesh® com o perfil de Abaqus® em formato INP e as imagens CT em formato DICOM no programa Materialise Mimics v21.0 da empresa Materialise NV. Com o auxílio deste programa, foram atribuídas as propriedades materiais do osso de acordo com a escala de unidades Hounsfield (*HU*) obtidas nas imagens da tomografia. O método escolhido foi escala de cinza, o mais recomendado para relacionar o módulo de elasticidade do material à densidade óssea revelada através das imagens de CT. A relação entre a densidade óssea (ρ) e a escala de cinza (*HU*) foi estabelecida com base na formulação matemática proposta pela documentação do Mimics para a tíbia proximal de acordo com a Eq. (1):

$$\rho = 1.067 \cdot HU + 131. \quad (1)$$

Ademais, o Mimics também propõe uma representação para o módulo de elasticidade (*E*) na tíbia proximal através da Eq. (2):

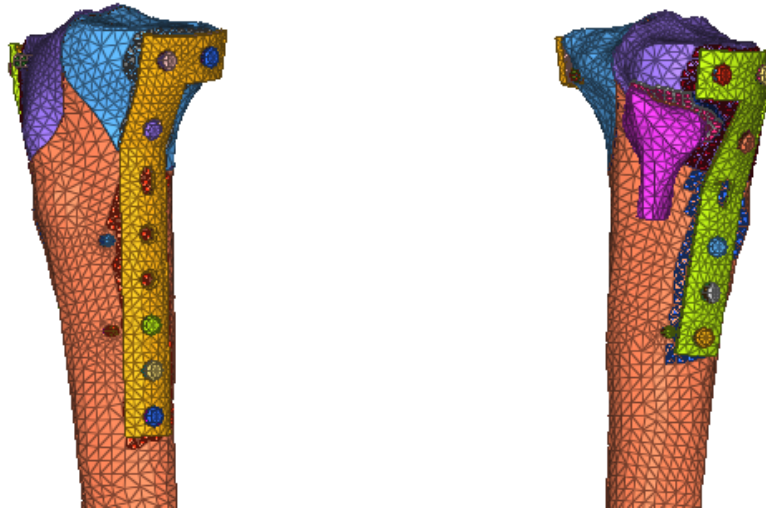


Figure 5. Vistas anteromedial e posterolateral do modelo de elementos finitos

$$E = 0.004 \cdot \rho^{2.01}. \quad (2)$$

Utilizando os limites da aquisição do exame na escala HU e a formulação empírica supracitada, obtém-se o modelo cujas propriedades em uma seção da tíbia são mostradas na Fig. 6.

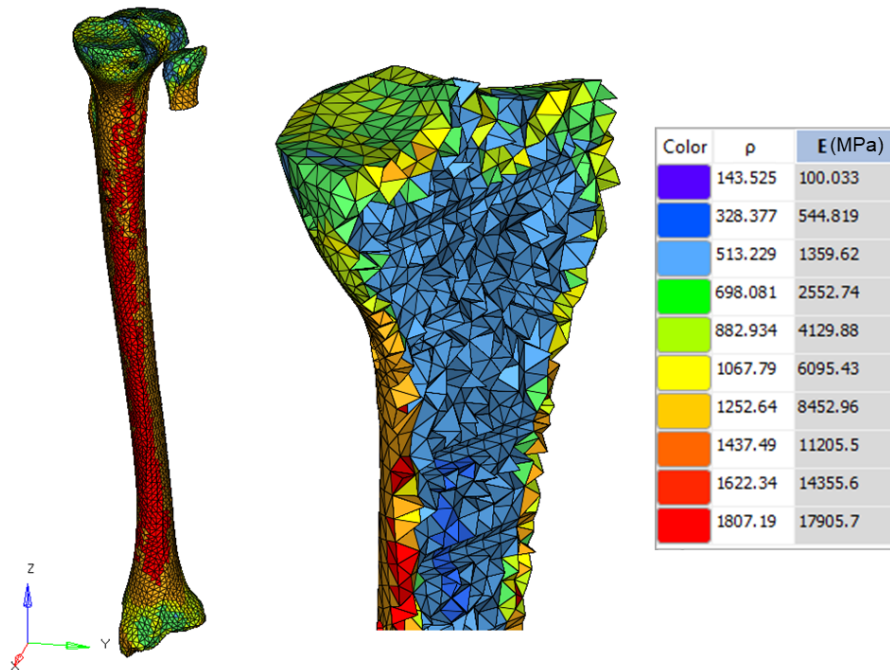


Figure 6. Propriedades na superfície e na seção da tíbia

A malha do osso, exportada em formato INP a partir do Mimics, é posteriormente importada no Hypermesh® no qual são modeladas as superfícies de contato, condições de contorno e carregamentos previstos por Kutzner et al. [8].

A Figure 7 exibe para o modelo de placa bloqueada a configuração de condições de contorno e carregamentos utilizada. A região da epífise distal da tíbia é restringida nos graus de liberdade translacionais, mantendo liberados todos os graus de liberdade de rotação. A restrição na base do fragmento de fíbula foi em todos os graus de liberdade (rotações e translações). É adotada a mesma distribuição

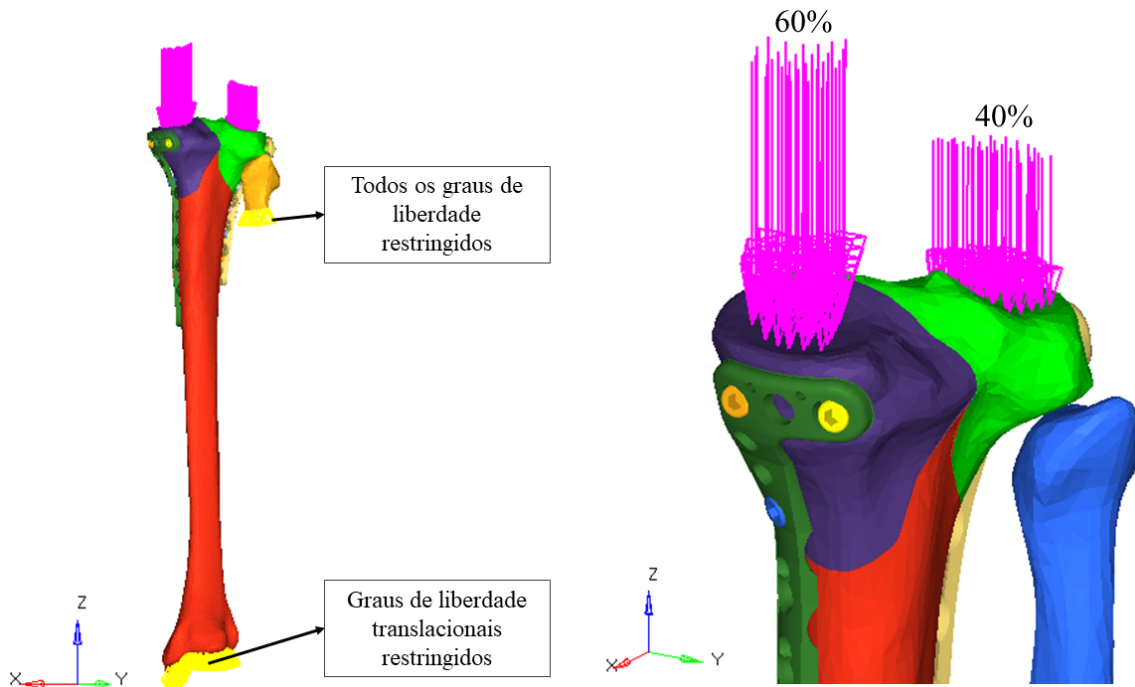


Figure 7. Condições de contorno para o modelo de elementos finitos

das cargas entre os côndilos medial e lateral proposta por Huang et al. [3] e Chen et al. [4]: 60% do carregamento compressivo no côndilo medial e 40% no côndilo lateral.

Para o caso da placa convencional, cujo princípio de ação é a compressão dos fragmentos ósseos através do aperto dos parafusos, realiza-se um passo intermediário referente à aplicação das pré-cargas nos parafusos. De acordo Cordey et al. [9], o aperto de um parafuso em osso humano deve gerar uma força axial interna variando entre 2000 N e 3000 N. Para tal efeito, são aplicados momentos variando entre 0,7 N.m e 2,0 N.m. Foi adotado o mesmo padrão tanto para a placa medial quanto para a placa lateral, o qual promove a compressão dos fragmentos ósseos e respeita o resultado de tensões resultantes nos parafusos inferiores a 85% da carga de prova do material considerado (aço inox 316L).

Opta-se por utilizar a não-linearidade de contato para o propósito deste estudo. São geradas superfícies de contato não-linear entre: fragmentos ósseos; placas e os ossos; cabeça dos parafusos e as placas (apenas para a placa convencional). Além dos contatos não-lineares, também são utilizados contatos lineares do tipo *tie* para representar os comprimentos roscados que suportam carga axial nos parafusos (cerca de 25% do comprimento roscado do parafuso). A Figure 8 mostra para os dois modelos analisados a distribuição dos *ties* (em vermelho) e contatos não-lineares (em azul).

Com base nos resultados de Shockey et al. [10] e Parekh et al. [11], é elaborada a Table 1 para definir os coeficientes de atrito de acordo com os materiais da interface:

Table 1. Coeficientes de atrito definidos nos contatos

Interface	Coeficiente de atrito
Aço-aço	0,1
Ossos-ossos	0,4
Aço-osso	0,6

A Figure 9 mostra em vista isométrica todas as superfícies de contato geradas para o conjunto com

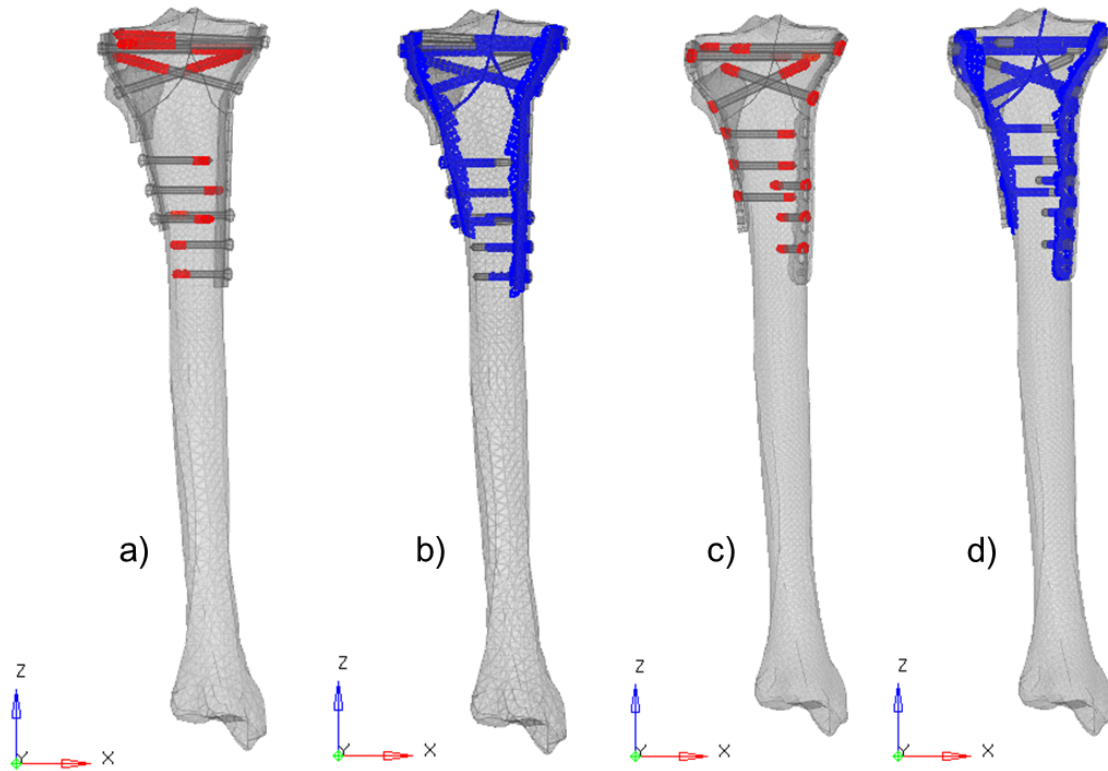


Figure 8. Distribuição dos: a) *ties* para placas convencionais; b) contatos para placas convencionais; c) *ties* para placas bloqueadas e d) contatos para placas bloqueadas

a placa convencional.

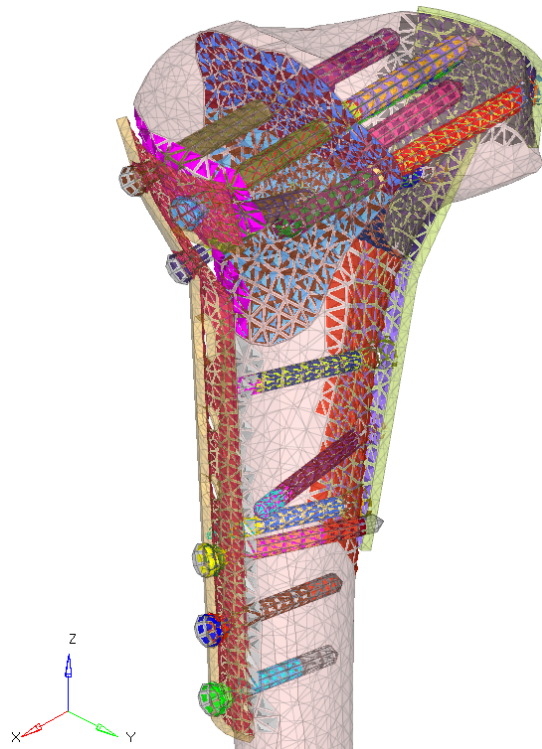


Figure 9. Contatos e *ties* utilizados na modelagem do conjunto

A fim de se incluir o efeito estrutural da membrana interóssea localizada entre a fíbula e a tíbia (mostrada na Fig. 1), são utilizados elementos unidimensionais de viga de seção 5 mm com baixa rigidez,

visando restringir possíveis movimentos de corpo rígido do fragmento lateral e do corpo da tíbia. A Figure 10 exhibe em detalhe a estrutura dos ligamentos.

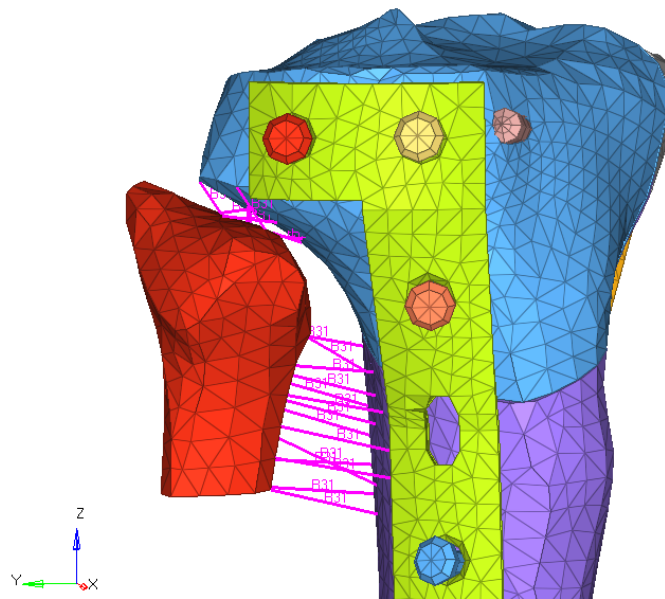


Figure 10. Elementos 1D utilizados para representar a membrana interóssea fíbula-tíbia

Utiliza-se os elementos 1D devido à simplicidade de modelagem. Não é encontrada na bibliografia uma proposta de modelagem MEF de tecidos moles. Ademais, por tratar-se de um estudo comparativo, busca-se adotar a mesma condição para os dois modelos a fim de se obter resultados comparáveis.

Após construídos os modelos, é utilizado o *solver* Abaqus CAE® 6.14 (Dassault Systèmes, França, 2014) para executar o cálculo das estruturas. O modelo de placa bloqueada é executado em uma única etapa de carregamento compressivo, visto que este tipo de fixador não gera pré-carga. No caso da placa convencional, no entanto, são realizadas quatro etapas de análise:

- Etapa 1: Pré-carga nos parafusos da placa medial;
- Etapa 2: Pré-carga nos parafusos da placa lateral
- Etapa 3: Fixação da pré-carga nos parafusos;
- Etapa 4: Carregamento compressivo.

A sequência de pré-carga (inicialmente nos parafusos da placa medial e em seguida na lateral) é estabelecida de acordo com Kfuri et al. [6]. Todas as etapas da análise são executadas sequencialmente. Isso implica que o resultado seja calculado a partir de uma estrutura já deformada, advinda de uma etapa prévia.

3 Resultados e Discussão

Conforme esperado, a pré-carga aplicada nos parafusos das placas convencionais causa a compressão dos fragmentos ósseos. Os resultados dessa etapa são apresentados na Fig. 11. Nota-se uma pequena lacuna inicial entre os fragmentos na primeira imagem e subsequente fechamento dela. Percebe-se também um deslocamento mais pronunciado do fragmento medial ao fim da última etapa de pré-carga, aplicada na placa lateral.

Para cumprir objetivo principal do trabalho, foi analisado o deslocamento relativo em quatro pontos de interesse (mostrados na Fig. 12) presentes nas interfaces dos fragmentos.

A escolha desses pontos foi baseada na relevância de cada um para uma melhor consolidação óssea. Considera-se os pontos A e B como sendo de maior importância, pois localizam-se na superfície superior do platô tibial. Esta região faz interface com a epífise distal do fêmur e, portanto, possui uma série de ligamentos e cartilagens articulares que trabalham deslizando sobre a superfície do platô como pode

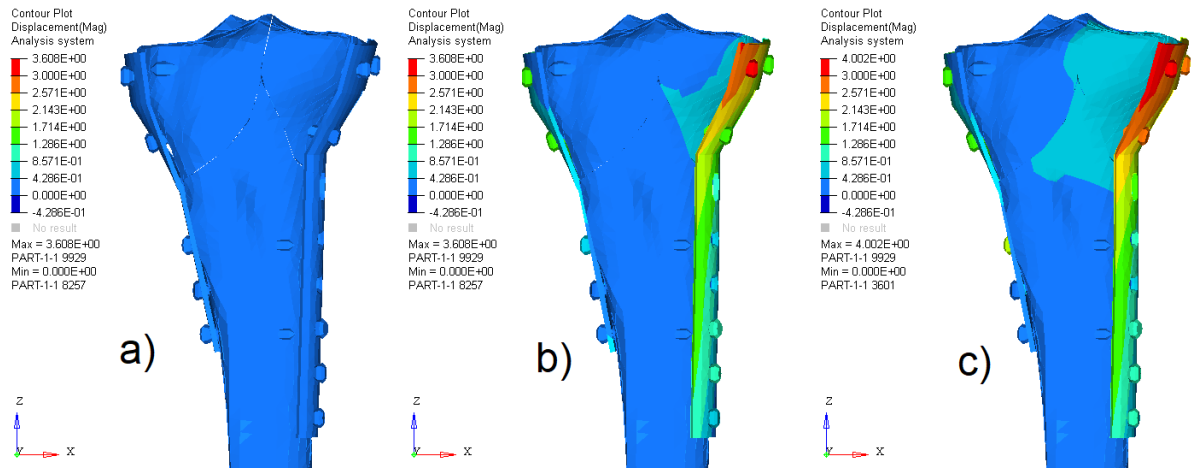


Figure 11. Deslocamentos estruturais a) antes da pré-carga b) após a pré-carga na placa medial c) após a pré-carga na placa lateral

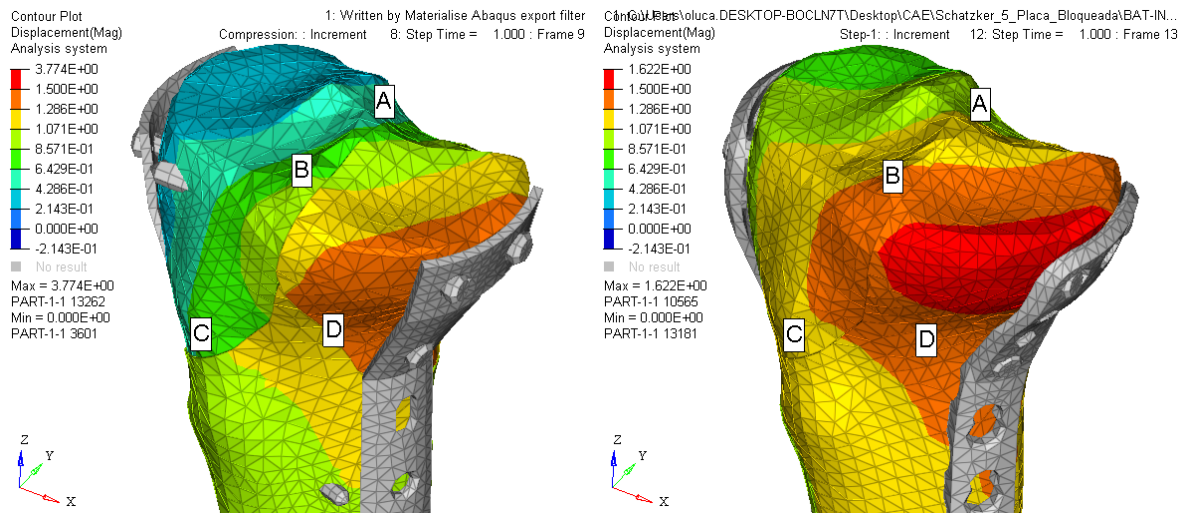


Figure 12. Pontos de de monitoramento dos deslocamentos

ser verificado na Fig. 1. Para tal finalidade, é altamente interessante que essa superfície possua a melhor recuperação possível, visto que calos e discontinuidades podem acarretar danos por fadiga nestes ligamentos posteriormente.

Como as análises não-lineares realizadas são incrementais, o carregamento prescrito é aplicado na estrutura ao longo de intervalos discretos de tempo. A cada incremento, são tomadas as magnitudes (valor espacial resultante) dos deslocamentos relativos entre dois pontos próximos, estando um em cada fragmento ósseo. Subtrai-se o menor valor de deslocamento do maior, de modo a obter somente valores positivos de deslocamento relativo. Essa medida é o que permite quantificar o deslocamento independente de cada um dos fragmentos, altamente indesejável para as fraturas ósseas, uma vez que a coesão nos fragmentos na região fraturada é mandatória para que o processo de recuperação ocorra. Nos pontos do modelo de placa convencional, são desconsiderados os deslocamentos iniciais gerados pela aplicação da pré-carga evidenciados anteriormente na Fig. 11. Realiza-se tal procedimento para poder comparar diretamente os resultados dos dois modelos, tendo em vista que o modelo de placas bloqueadas não possui pré-carga e, portanto, parte de uma condição de deslocamento nulo. Portanto, a comparação dos deslocamentos incrementais nas duas estruturas é iniciada a partir da aplicação do carregamento compressivo. Os resultados obtidos são apresentados na Fig. 13.

Nota-se que o modelo de placas bloqueadas apresenta melhores resultados nos pontos A, B e C. Já no ponto D, o deslocamento é menor no modelo de placas convencionais. Acredita-se que o que ocorre

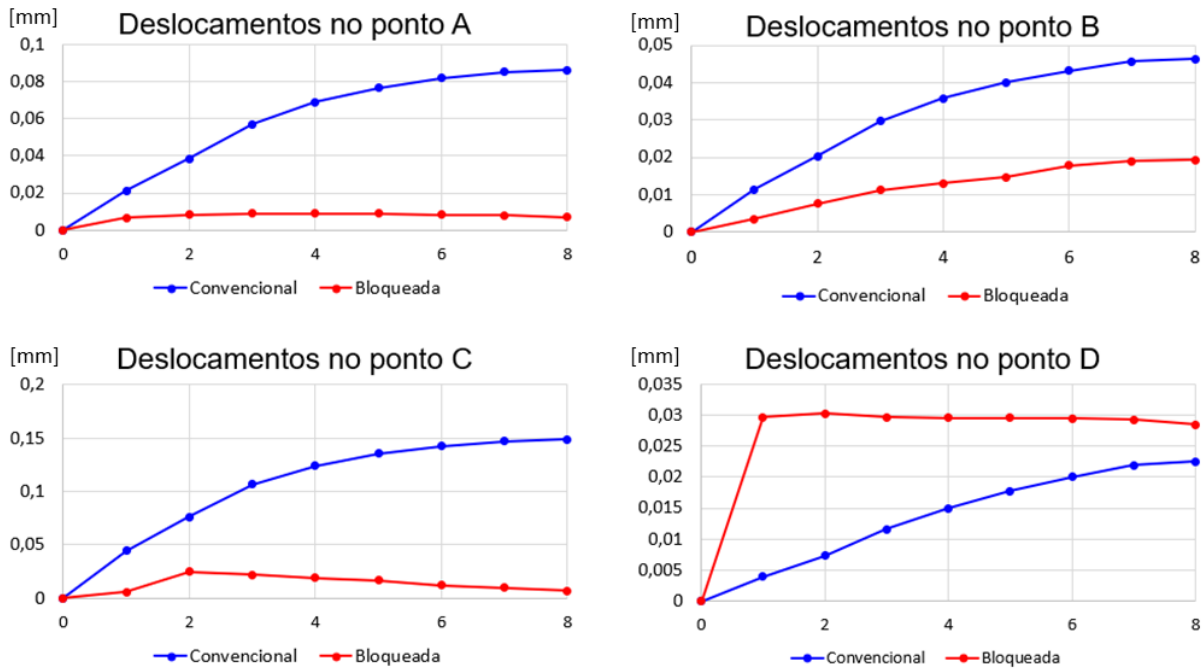


Figure 13. Deslocamento relativo incremental para os pontos de monitoramento

neste último ponto é consequência do maior poder de fixação local da placa convencional em relação à placa bloqueada, uma vez que o ponto D está numa região próxima ao parafuso angulado da placa medial, que recebe a maior pré-carga (2,0 N.m) e possivelmente tenha garantido uma excelente restrição dos movimentos na região. Indo além, observa-se que, mesmo que a capacidade de fixação utilizando placas convencionais tenha se mostrado superior à placa bloqueada neste ponto, a vantagem percentual é praticamente irrisória. Os valores de deslocamento obtidos ao final da aplicação da carga no ponto D também são relativamente baixos: entre 0,02 mm e 0,03 mm. Esses valores são praticamente irrelevantes ao comparar com o deslocamento máximo de 0,15 mm verificado no modelo de placas convencionais no ponto C.

Visualmente, em um primeiro momento, nota-se que a magnitude e localização dos deslocamentos dos fragmentos ósseos aparenta ser maior no modelo com placas bloqueadas. No entanto, o leitor é convidado a observar atentamente o detalhe ressaltado na Fig. 14.

Nota-se que no modelo de placas convencionais (da esquerda) cada fragmento está em um intervalo diferente da legenda de deslocamentos. Em termos práticos, essa constatação significa que cada fragmento ósseo desloca-se independentemente em relação aos demais após a aplicação do carregamento compressivo. Esse quadro se inverte no modelo de placas bloqueadas. Observa-se neste último uma transição suavizada nos deslocamentos sobre a linha da fratura, indicando uma maior estabilidade mecânica. A Figure 15 mostra um segundo comparativo dos resultados de deslocamentos.

Na vista superior exibida na Fig. 16, a descontinuidade verificada nos deslocamentos sobre a borda da fratura no modelo de placas convencionais fica bem evidente em comparação ao modelo com placa bloqueada, que exhibe faixas de deslocamento contínuas sobre a linha de fratura.

Observando os pontos críticos para a recuperação óssea, é possível verificar que os gráficos corroboram os resultados de inspeção visual: a osteossíntese com placas bloqueadas promove um deslocamento uniforme entre os fragmentos na região da fratura e, portanto, deve promover um melhor processo de recuperação óssea de fraturas de alta energia.

A Figure 17 mostra a distribuição dos deslocamentos ao longo do comprimento total da estrutura. Verifica-se o mesmo modo de deformação para a fratura utilizando os dois tipos diferentes de osteossínteses.

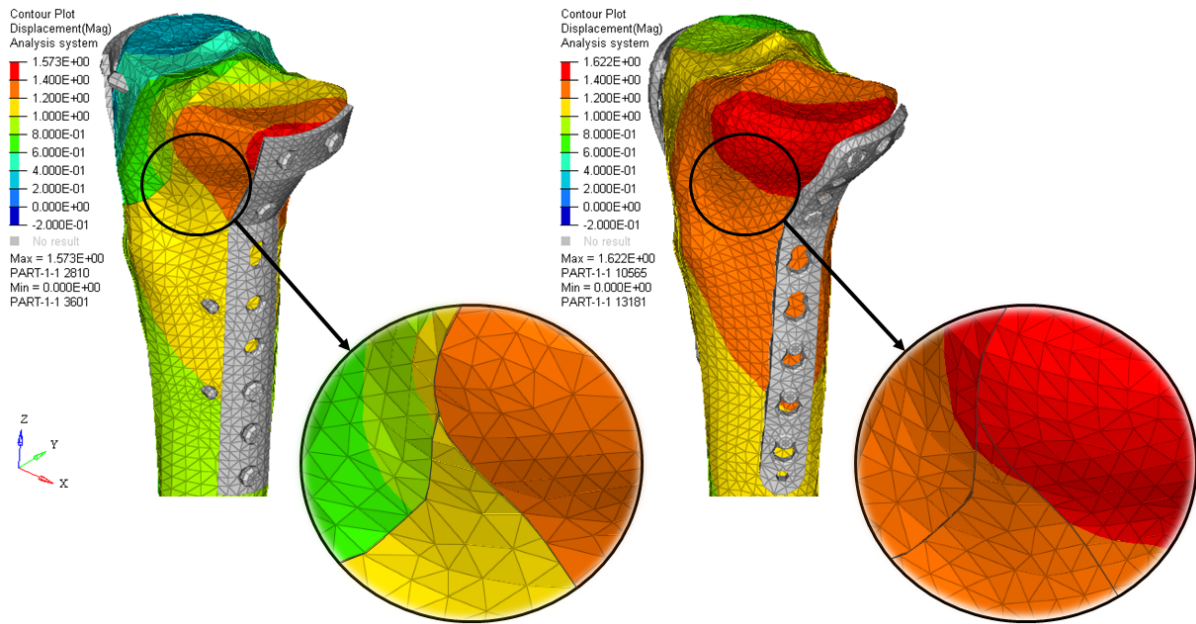


Figure 14. Comparativo dos resultados de deslocamento para o modelo de placas convencionais e o de placas bloqueadas

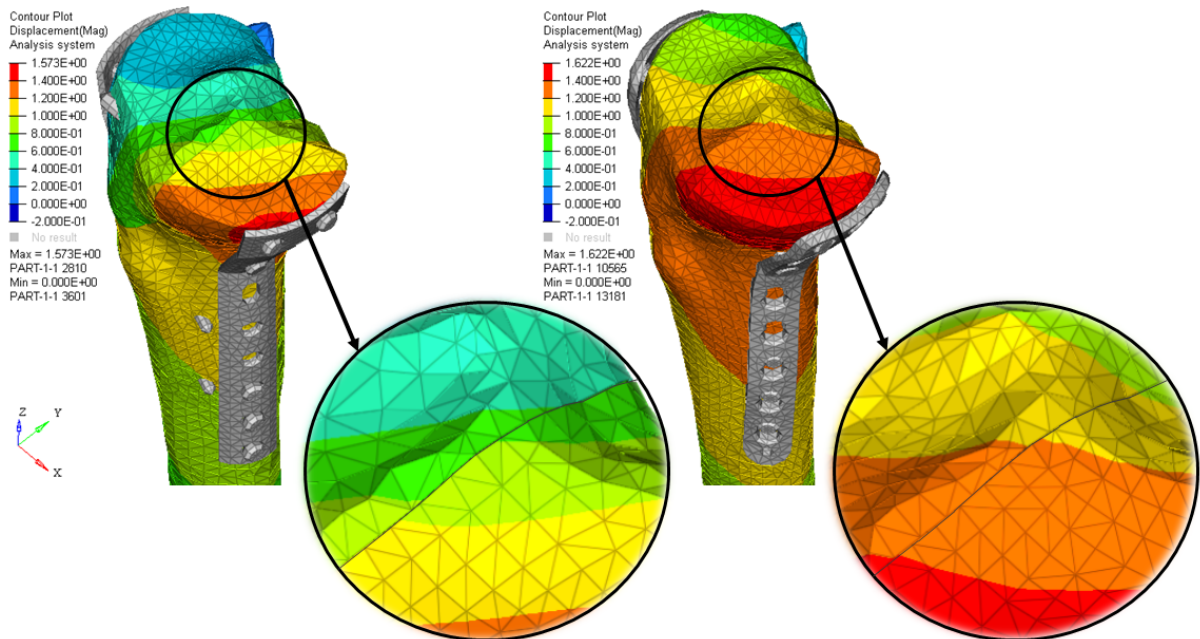


Figure 15. Resultados de deslocamento na superfície superior do platô tibial

4 Conclusão

O método de fixação através de placas bloqueadas e parafusos autotravantes apresentou menores deslocamentos entre os fragmentos de uma fratura Schatzker tipo V em comparação ao método de placas e parafusos convencionais. Conclui-se objetivamente que a placa bloqueada foi a escolha clínica ideal de tratamento neste caso, resultado já previsto por Chen et al. [4]. Apesar de o modelo de placas bloqueadas apresentar deslocamentos absolutos maiores, conforme visto na Fig. 13 e Fig. 17, este parâmetro não foi suficiente para qualificar o método de fixação. Entendeu-se que os valores maiores de deslocamentos globais devem-se justamente à maior coesão estrutural promovida por esse tipo de implante.

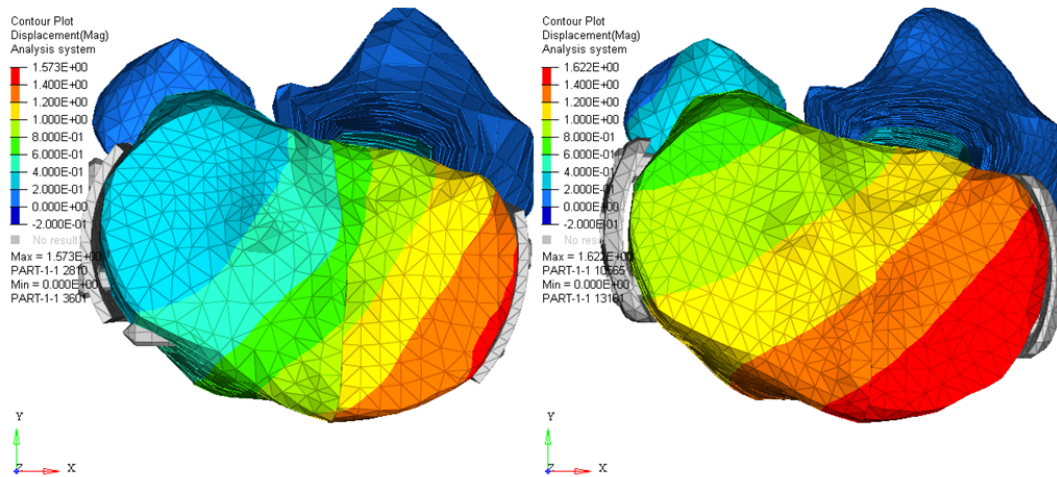


Figure 16. Vista superior do campo de deslocamentos para os modelos de placas convencionais (esquerda) e placas bloqueadas (direita)

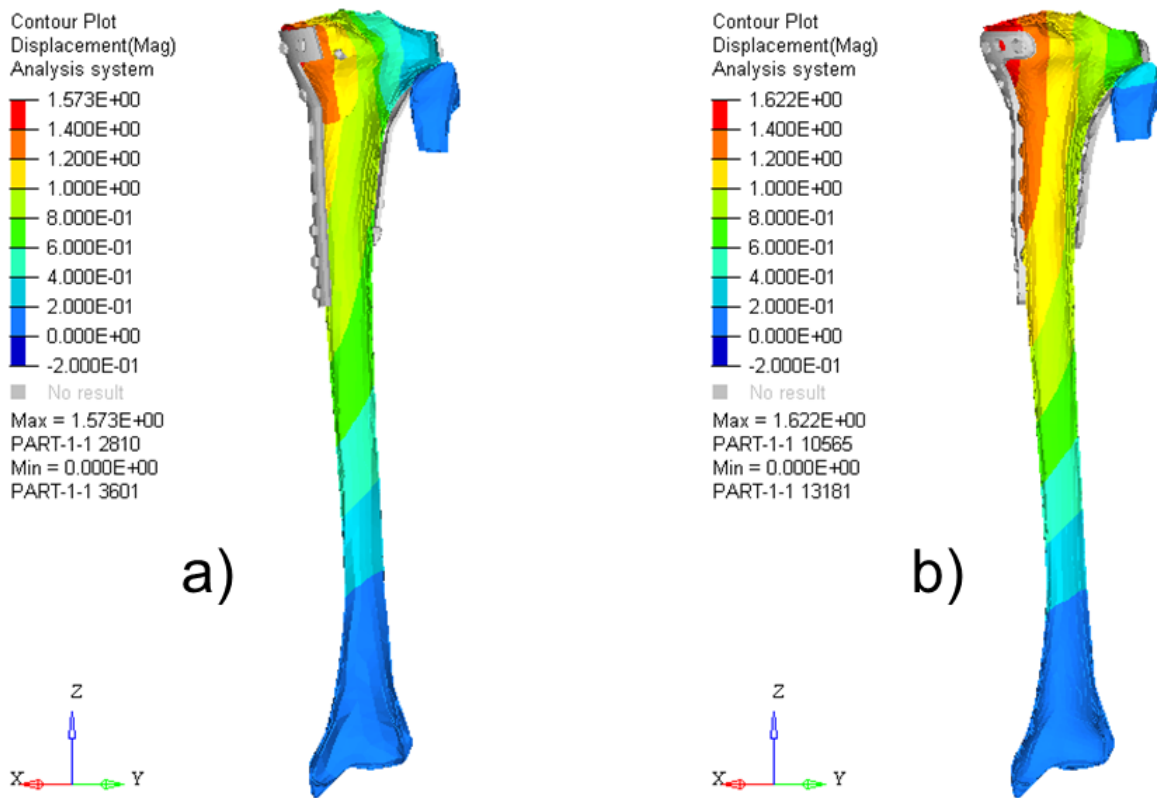


Figure 17. Resultados de deslocamento do osso fixado através de a) placas convencionais b) placas bloqueadas

References

[1] Tortora, G. J. & Nielsen, M. T., 2012. *Princípios de Anatomia Humana*. Guanabara Koogan, São Paulo, 12 edition.

[2] Court-Brown, C. M., Heckman, J. D., McQueen, M. M., Ricci, W. M., & Tornetta, III, P., 2015. *Rockwood and Green’s Fractures in Adults*. Wolters Kluwer Health, Philadelphia, 8 edition.

- [3] Huang, X., Zhi, Z., Yu, B., & Chen, F., 2015. Stress and stability of plate-screw fixation and screw fixation in the treatment of Schatzker type IV medial tibial plateau fracture: a comparative finite element study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*.
- [4] Chen, P., Lu, H., Shen, H., Wang, W., Ni, B., & Chen, J., 2017. Newly designed anterolateral and posterolateral locking anatomic plates for lateral tibial plateau fractures: a finite element study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*.
- [5] Schatzker, J., McBroom, R., & Bruce, D., 1979. The Tibial Plateau Fracture - The Toronto Experience 1968-1975. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.
- [6] Kfuri, Junior, M., Fogagnolo, F., Bitar, R. C., Freitas, R. L., Salim, R., & Paccola, C. A. J., 2009. Fraturas do planalto tibial. *Revista Brasileira de Ortopedia*.
- [7] Wieding, J., Souffrant, R., Fritsche, A., Mittelmeier, W., & Bader, R., 2012. Finite element analysis of osteosynthesis screw fixation in the bone stock: An appropriate method for automatic screw modelling. *PLoS ONE*.
- [8] Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., & Bergmann, G., 2010. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*.
- [9] Cordey, J., Rahn, B., & Perren, S., 1980. Human torque control in the use of bone screws: Current concepts of internal fixation of fractures. *Springer*.
- [10] Shockey, J. S., Fraunhofer, J. A. V., & Seligson, D., 1985. A measurement of the coefficient of static friction of human long bones. *Surface Technology, vol. 25, 2.ed.*
- [11] Parekh, J., Shepherd, D., Hukins, D., Hingley, C., & Maffulli, N., 2013. In vitro investigation of friction at the interface between bone and a surgical instrument. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.