

ANÁLISE DOS ESFORÇOS EM UM NOVO IMPLANTE PARA OSTEOTOMIA DA TÍBIA USANDO ELEMENTOS FINITOS

H. M. G. Rodrigues*, L. B. Bagesteiro* e **

*Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do ABC, Santo André, SP, Brasil

**Escola de Engenharia, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil
e-mail: henry.rodrigues@ufabc.edu.br

Resumo: A osteotomia alta da tibia (OAT) é um tratamento cirúrgico realizado para corrigir o mal alinhamento do membro inferior. Apesar de comumente realizada, esta cirurgia apresenta diversas dificuldades, o que motivou o desenvolvimento de um novo implante ortopédico que facilite este procedimento. Este estudo tem como objetivo analisar, através do método dos elementos finitos, o comportamento estático deste novo implante quando aplicadas cargas biomecânicas nos côndilos tibiais, além de comparar as deformações entre o osso intacto e o osso com o implante a fim de verificar o estímulo ao remodelamento ósseo.

Palavras-chave: Osteotomia, tibia, implante ortopédico, elementos finitos.

Abstract: *The proximal tibial osteotomy is a surgical procedure to correct the lower limb with malalignment. Despite commonly performed, this procedure shows several difficulties that led to the development of a new orthopedic implant, which facilitates this surgery. This study aims to analyze, using the finite element method, the static behavior of the new implant with the bone when applying biomechanical loads in the tibial condyles and compare the strain between intact bone and the bone with the implant, to verify bone remodeling stimulus.*

Keywords: *Osteotomy, tibia, bone plate, finite elements.*

Introdução

A osteotomia alta da tibia (OAT) é um procedimento cirúrgico comumente utilizado para o tratamento de osteoartrite medial do joelho, causado pelo mal alinhamento do membro inferior. Este procedimento (OAT) consiste no corte parcial na região da metáfise da tibia seguido de sua abertura em formato de cunha em um ângulo pré-determinado, e ao mesmo tempo, o alinhamento do membro inferior. Após a abertura da cunha é necessária a fixação dos segmentos ósseos através de um implante e parafusos. Como exemplo, a Figura 1 mostra imagens de três estágios do tratamento. Este implante deve ser capaz de suportar as cargas geradas na articulação do joelho até a consolidação do tecido ósseo.

Apesar do alto nível de atividade dos pacientes após recuperação, este procedimento ainda possui muitas

complexidades quando comparado à artroplastia total de joelho [1].



Figura 1: Imagens dos estágios da osteotomia alta de tibia [2].

Devido à complexidade da cirurgia e sabendo que a estabilidade durante a recuperação depende da técnica utilizada e da qualidade da fixação interna, desenvolveu-se um novo implante (Figura 2 - placa superior (PS) e placa inferior (PI)) que pretende diminuir os riscos, o tempo e os passos inerentes a cirurgia.

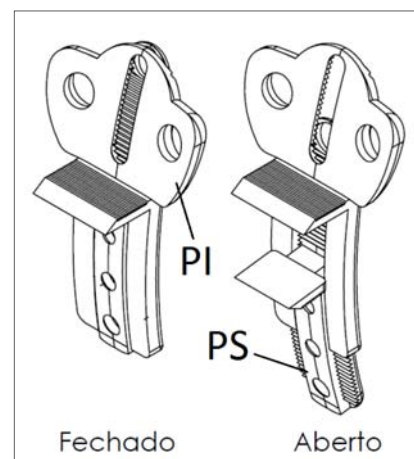


Figura 2: Implante avaliado – Placas PS e PI.

O objetivo deste estudo é analisar o comportamento estático desse novo implante após aplicação de cargas biomecânicas, utilizando o método dos elementos finitos (M.E.F.).

Materiais e métodos

Neste estudo analisou-se o comportamento estático do implante sujeito a compressão em duas análises distintas. A primeira simulação foi do implante fixo ao osso sujeito às cargas biomecânicas e a segunda do osso intacto para verificar a diferença da deformação (mm/mm) entre esse osso e o osso com o implante. Uma terceira simulação foi realizada somente com o implante e parafusos a fim de verificar seus limites de resistência e áreas frágeis.

Geometria do implante – O implante foi todo desenhado no software CAD 3D *SolidWorks* (© *Dassault Systèmes*). Até obter sua geometria final este implante passou por várias modificações adaptando sua curvatura a anatomia do osso da tíbia.

Geometria do osso – Foram usados arquivos DICOM obtidos pelo site *Osirix-Viewer* [3] para a criar o modelo sólido da tíbia intacta através do software *ScanIP* (© *Simpleware Ltd.*). Após a conversão do modelo para a extensão STL (*Standard Template Library*) utilizou-se o software CAD 3D *SolidWorks* (© *Dassault Systèmes*) para montar o implante no osso e realizar a abertura da cunha. Antes de realizar a abertura da cunha uma versão do osso intacto sem o implante foi criada para fins comparativos.

O ângulo de abertura da osteotomia é de $10,5^\circ$. A porção medial não cortada do osso mede 8,4 mm e está 15,0 mm abaixo do bordo do côndilo medial.

Modelo matemático – As malhas do tecido ósseo intacto, do tecido ósseo com abertura em cunha, dos implantes e dos parafusos foram criadas no software *Ansys Workbench* (© 2014 ANSYS, Inc.). O tipo de elemento utilizado é o elemento tetraedro com 10 nós. O tipo e tamanho dos elementos (Tabela 1) foram definidos após simulações e baseados em estudos prévios [4] [5] [6].

Tabela 1: Tamanho dos elementos da malha.

Componente	Tamanho (mm)
Placa superior	0,8
Placa inferior	0,8
Parafusos	1,0
Tecido Ósseo	2,0

A malha do osso com a abertura possui 294.705 elementos e 458.317 nós, enquanto as placas possuem 189.306 elementos e 311.077 nós no total. Todos os tipos de contato do conjunto foram definidos como *Bonded*. A Figura 3 mostra a malha das placas e parafusos.

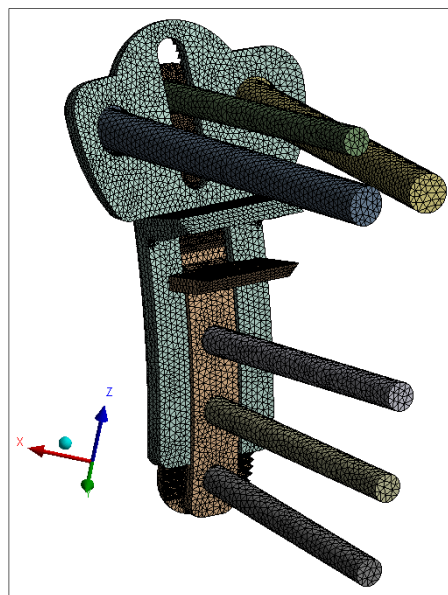


Figura 3: Malha utilizada nas placas e parafusos.

Propriedade dos materiais – As propriedades dos materiais definidas para o tecido ósseo, implante e fixações seguem os valores apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades dos materiais.

Parâmetro	Tecido Cortical [7]	Tecido Trabecular [7]	Titânio Ti6Al4V [8]
Densidade (g/cm ³)	2,02	1,37	4,43
Módulo de Elasticidade (MPa)	E ₁ =6982,9 E ₂ =6982,9 E ₃ =18155,0	E ₁ =2029,4 E ₂ =2029,4 E ₃ =3195,3	114x10 ³
Coeficiente Poisson	ν ₁₂ =0,40	ν ₁₂ =0,40	0,34
	ν ₂₃ =0,25	ν ₂₃ =0,25	
	ν ₃₁ =0,25	ν ₃₁ =0,25	
Módulo de cisalhamento (GPa)	G ₁₂ =4,69	G ₁₂ =4,69	-
	G ₂₃ =5,61	G ₂₃ =5,61	
	G ₃₁ =7,68	G ₃₁ =7,68	
Resistência à tração (MPa)	-	-	1.070,0
Resistência à compressão (MPa)	-	-	1.100,0

Cargas biomecânicas – Tanto no osso intacto quanto no osso com o implante uma carga total de 2,2 kN [6] (2,8 vezes o peso de uma pessoa de 80 kg) foi aplicada diretamente sobre os côndilos tibiais na direção do eixo Z (ver Fig.4), sendo que 60% (1,32 kN) desta carga foi aplicada no côndilo medial e 40% (0,88 kN) no côndilo lateral [4]. Junto a carga de compressão um momento de 5,0 N.m em torno do eixo Z foi aplicado nos côndilos [4].

A fixação do conjunto foi realizada na superfície distal da tíbia. A figura 4 mostra o local das cargas

aplicadas. Esse valor de carga (2,2 kN) é bem superior (fator de segurança) às cargas geradas no joelho durante o período de recuperação, onde é recomendado a carga parcial (10 kg) [9], com auxílio de muleta ou andador depois de 6 semanas e carga total depois de 10 semanas, em média, acompanhado por exames radiológicos [10].

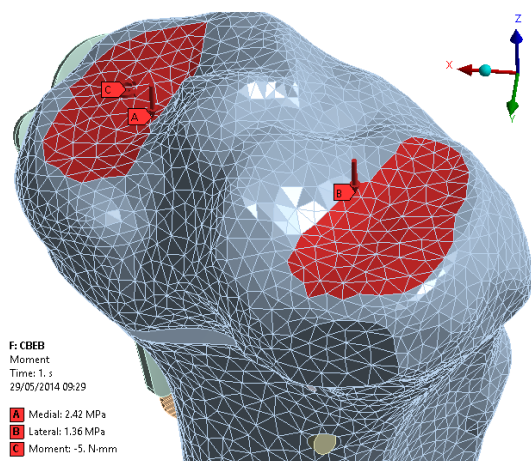


Figura 4: Superfície de aplicação das forças.

A carga máxima permitida a ser aplicada nos dentes frontais do conjunto do implante e seus pontos frágeis, foi obtida por uma terceira simulação (somente com o implante). A mesma carga (normal a superfície) foi aplicada tanto no dente superior, quanto no dente inferior, além disso fixamos os três parafusos inferiores em todos graus de liberdade, e os graus de liberdade dos três parafusos superiores foram engastados apenas na direção do eixo Z (direção vertical).

Resultados

Implante - Quando aplicada as forças diretamente nos dentes frontais das placas, a carga máxima permitida do conjunto foi de 0,7 kN. Vale lembrar que enquanto a placa superior (PS) mostrada na Figura 5 apresentou o ponto mais frágil no filete do dente frontal, a placa inferior (PI) apresentou uma tensão máxima de *Von Mises* de 544 MPa (em torno de 2 vezes menor que seu limite de escoamento).

Quando sujeito às cargas biomecânicas aplicadas diretamente sobre o osso a tensão máxima de *Von Mises* das placas foi de 495 MPa. Neste caso o ponto que apresentou a maior tensão foi no filete do dente frontal da placa inferior (PI) (Figura 6). A tensão máxima da placa superior (PS) foi de 289 MPa.

Tecido ósseo – Durante o desenvolvimento do modelo matemático selecionamos 7 pontos (3 laterais, 2 mediais, e 2 alinhados com o eixo longitudinal do osso – todos próximos a cunha, em zonas com expectativa de deformação máxima) diretamente na superfície do tecido ósseo, para comparar a deformação (mm/mm) do osso intacto e do osso com o implante. As placas fixadas ao osso devem permitir que este mesmo osso deforme para ocorrer o remodelamento do tecido na zona

fraturada. A Figura 7 mostra os pontos selecionados no osso com implante que são os mesmos pontos selecionados na tibia intacta e a Figura 8 apresenta um gráfico comparativo das deformações resultantes.

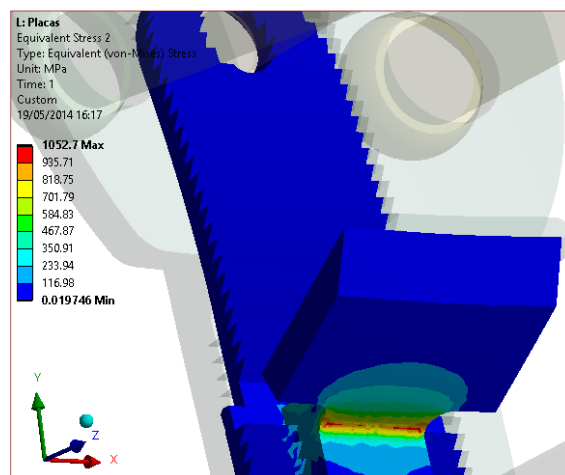


Figura 5: Tensão máxima da placa superior.

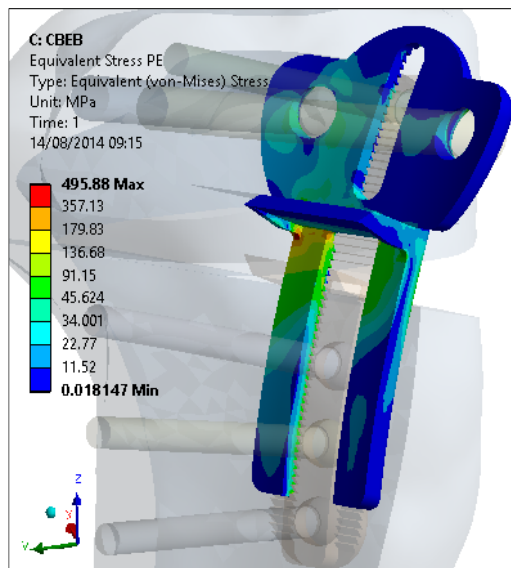


Figura 6: Tensão máxima das placas fixadas ao osso.

Discussão

Os resultados das tensões das placas se mostraram inferiores ao limite de escoamento (2 vezes menor) da liga Ti-6Al-4V quando aplicada uma carga de 2,2 kN nos côndilos tibiais. Em outras simulações, mesmo quando aplicado uma carga 5 vezes maior que o peso de uma pessoa de 80 kg, o implante se comportou dentro do limite elástico. Vale lembrar que a fíbula não foi incluída neste modelo e que em condições extremas de solicitação do membro inferior, este osso suporta 15% da carga total transmitida pelo joelho [4].

Quanto a diferença entre as deformações do osso intacto e do osso fraturado, o gráfico mostra que em 6 dos 7 pontos, o implante permite o osso deformar e estimular o remodelamento ósseo.

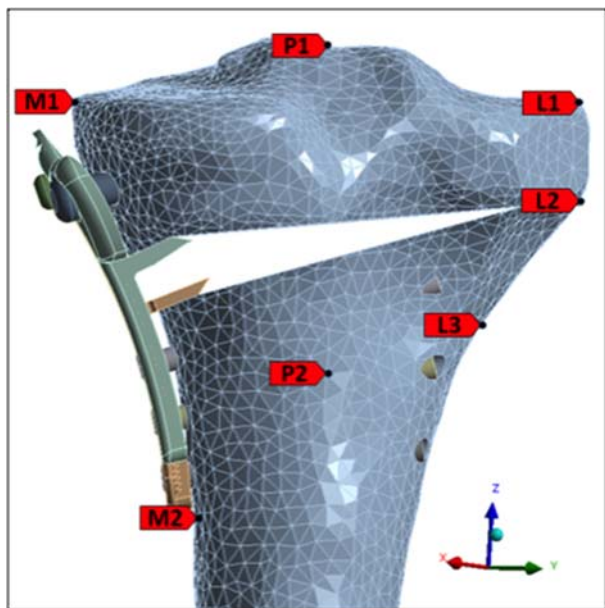


Figura 7: Pontos de análise da deformação.

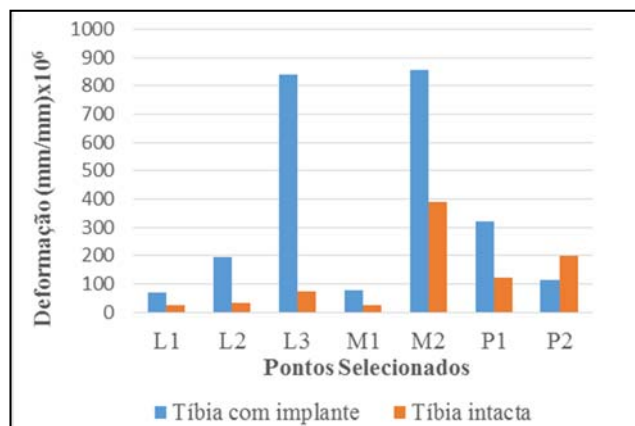


Figura 8: Comparativo das deformações máximas nos 7 pontos entre a tibia intacta e a com implante.

Portanto, segundo o modelo matemático apresentado, é possível concluir que o implante atende ao objetivo proposto de fixar o osso no alinhamento correto até a consolidação óssea, período que geralmente leva em torno de 8 a 12 semanas [11].

Agradecimentos

Os autores agradecem o auxílio do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer na obtenção do modelo da geometria do osso. E também ao médico José Alberto Angeli pela assistência na idealização do projeto.

Referências

- [1] Spahn G, Muckley T, et al. Biomechanical investigation of uniplanar and biplanar cuts in opening-wedge high tibial osteotomy. *Biomaterialien*, Eisenach, 8(2), Jun 2007. 71-75.
- [2] Yáñez A, Martel O, Carta JA, Garcés G. Dispositivo para osteotomía proximal de tibia en cuña abierta. 8º

Congreso iberoamericano de ingeniería mecánica. Cusco: [s.n.]. 2007.

- [3] OSIRIX - DICOM Viewer. Disponível em: <<http://www.osirix-viewer.com/>>.
- [4] Yáñez A, Martel O, Carta JA, Quintana JM. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos quirúrgicos. 8º Congreso iberoamericano de ingeniería mecánica. Cusco: [s.n.]. 2007.
- [5] Yardimeden A, Kelestemur MH, Esenkaya I. Biomechanical comparison of the wedge supported plates at PTO. *Arch. Mat. Sci. Eng*, 28(8), Aug 2007. 493-498.
- [6] Completo A, Simões JA, Fonseca F. Modelos numéricos com malhas tetraédricas de 4 e 10 nós do fêmur distal e da tibia proximal para o estudo de próteses do joelho. *Biomecânica*, 13(1), 2005. 65-81.
- [7] Yousif AE, Aziz MY. Biomechanical analysis of the human femur bone during normal walking and standing up. *IOSR J. of Eng.*, 2(8) Aug 2012. 13-19.
- [8] TITANIUM Ti-6Al-4V (Grade 5), STA. MatWeb. Disponível em: <<http://www.matweb.com/>>.
- [9] Heerwaarden R, Koning P, Haven I. Rotational osteotomies of the femur and the tibia, Osteotomies around the knee. 1st. Ed. New York: AO Foundation, 2008. Cap. 15. 185-208. ISBN 978-3131475312.
- [10] Ribeiro CH, Severino NR, Curry RPL. Opening Wedge High Tibial Osteotomy, The Role of Osteotomy in the Correction of Congenital and Acquired Disorders of the Skeleton, James Waddell (Ed.), ISBN: 978-953-51-0495-7, 2012, InTech.
- [11] Zorzi AR, Imamura TF, Piedade SR, Miranda JB. Osteotomia valgizante da tibia proximal com cunha aberta medial. *Ortopedia e Traumatologia*. 2 (3). 79- 86. 2011. ISSN 2176-7548.