



ANÁLISE BIOMECÂNICA DA HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA NA FIXAÇÃO DE FRATURAS DE TÍBIA

Leonardo Rosa Galibern, Universidade Federal de Santa Catarina, leonardo.rosa.galibern@grad.ufsc.br
<https://orcid.org/0000-0002-7726-4253>

Gabriel Pereira Brandão, Universidade Federal de Santa Catarina, gabripebr@gmail.com
<https://orcid.org/0000-0002-4559-3976>

José Luís Medeiros Thiesen, Universidade Federal de Santa Catarina, jose.thiesen@posgrad.ufsc.br
<https://orcid.org/0000-0002-915-1824>

Tóride Sebastião Celegatti Filho, Tóride Implantes, toride@toride.com.br
Kodi Edson Kojima, Universidade de São Paulo, kodi.kojima@hc.fm.usp.br
<https://orcid.org/0000-0001-9543-081X>

Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Universidade Federal de Santa Catarina, r.roesler@ufsc.br
<https://orcid.org/0000-0002-9430-7059>

Eduardo Alberto Fancello, Universidade Federal de Santa Catarina, eduardo.fancello@ufsc.br
<https://orcid.org/0000-0001-085-3901>

Resumo. O tratamento cirúrgico de fraturas da tíbia através da osteossíntese com haste intramedular está entre os métodos mais aceitos, uma vez que apresenta vantagens tais como a preservação dos tecidos moles e o menor tempo de reabilitação do paciente. Nesta abordagem, a estabilização do foco de fratura reside na ação combinada entre o apoio dos parafusos de bloqueio na estrutura óssea e a resposta mecânica da haste intramedular introduzida no interior do canal intramedular da tíbia. Devido à falta de suporte ósseo no pós-operatório imediato, as forças atuantes no membro inferior são transmitidas quase que exclusivamente pelos implantes, o que pode resultar em deformações permanentes. O presente trabalho visa desenvolver e aplicar uma metodologia de análise numérica via Método dos Elementos Finitos (MEF) para avaliar a resposta quasi-estática e a vida em fadiga de um design específico de haste intramedular de tíbia sob condições críticas de carregamento biomecânico que aproximem o pós-operatório imediato.

Palavras chave: fratura da tíbia, biomecânica, fadiga, método dos elementos finitos.

1. INTRODUÇÃO

As fraturas na tíbia estão entre as fraturas de ossos longos mais comuns, com uma incidência de 51,7 a cada 100.000 pessoas por ano (Kojima e Ferreira, 2011; Wennergren et al., 2018). Considerando apenas os casos de fraturas expostas, que geralmente necessitam de intervenção cirúrgica, as lesões na tíbia encontram-se entre as fraturas mais comuns, podendo ultrapassar 11% do total dos casos (Diwan et al., 2018; Court-Brown et al., 2012). Existem diversos métodos para o tratamento destas fraturas, os quais podem variar desde abordagens mais conservativas, como a utilização de aparelhos gessados, até procedimentos cirúrgicos mais invasivos (Cardozo et al., 2013).

Para o caso de fraturas da tíbia, o tratamento através da osteossíntese com haste intramedular está entre os métodos mais aceitos, uma vez que apresenta vantagens como a preservação dos tecidos moles e o menor tempo de reabilitação (Cardozo et al., 2013; Metcalf et al., 2021). Esse método possui como objetivos fixar, estabilizar e manter o alinhamento ósseo durante o processo de consolidação, ao mesmo tempo que possibilita a mobilização precoce das articulações acima e abaixo da fratura (Hoppenfeld, 2001; Hiesterman et al., 2011; Cheung et al., 2004). Estes processos são mediados pelo mecanismo de compartilhamento de tensões: a haste intramedular possibilita uma mudança gradual na transmissão de esforços através da fratura e compartilha as cargas de compressão, flexão e torção com a estrutura óssea (Hoppenfeld, 2001; Cheung et al., 2004; Bong et al., 2007). Porém, apesar de ser um método eficaz e confiável, ainda existem diversos estudos que possuem o objetivo de aprimorar a osteossíntese com haste intramedular (Rosa et al., 2017). Entre as possíveis complicações do procedimento, destaca-se a possibilidade de ocorrência de plastificação do corpo da haste (Fig. 1) e a falha dos parafusos de bloqueio distais (Cheung et al., 2004).

Portanto, um estudo voltado para a análise e compreensão da distribuição de tensões ao longo da haste e dos parafusos, assim como da satisfação de critérios de falha associados à classe de materiais em que a haste é fabricada, é relevante para aumentar a confiabilidade de projetos voltados a este tipo de dispositivo médico. Este trabalho tem como objetivo verificar a ocorrência de deformações permanentes (fenômeno de plasticidade) em hastes intramedulares de tíbia nas regiões próximas a fratura ou em locais apresentando perda de massa óssea. Com os resultados obtidos, o critério de

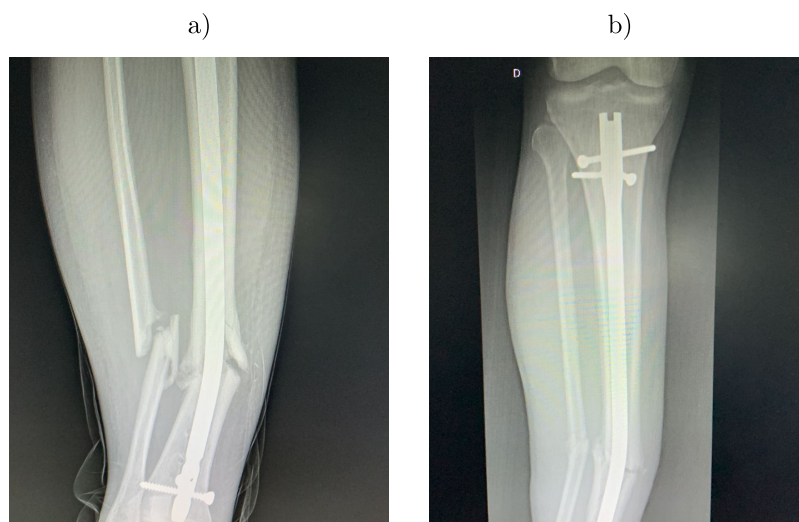


Figura 1. Exames radiológicos demonstrando aparente deformação plástica em hastes intramedulares tibiais.

Tabela 1. Tamanho dos elementos finitos utilizados em cada região do domínio.

Componente	Tamanho de elemento (mm)
Corpo da haste intramedular	2
Corpo da tíbia	4
Corpo dos parafusos (pinos sólidos)	2
Região de contato haste-pinos	0.5

Goodman modificado é utilizado para determinar a vida em fadiga do implante. As análises numéricas são realizadas através do método dos elementos finitos (MEF), sendo este uma ferramenta computacional capaz de avaliar a distribuição de tensões em corpos com geometrias complexas e amplamente utilizado na área de projeto de dispositivos ortopédicos (Yazicioglu et al., 2016; Chen et al., 2018).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Definição do problema

Neste trabalho, a ocorrência de deformações permanentes e a vida em fadiga de uma haste intramedular são avaliadas através da modelagem do conjunto osso-implante, juntamente com a imposição de fixadores (parafusos bloqueadores), quando sujeito à solicitações mecânicas de um indivíduo durante a caminhada Taylor et al. (1998).

Para a avaliação do comportamento osso-implante, utiliza-se uma geometria comercial da haste intramedular da tíbia e um modelo de tíbia representativo. Sendo assim, propõe-se a utilização de uma haste intramedular cujo projeto define a fabricação em liga de Titânio (ASTM F-136), material comum em implantes desta natureza. As Figs. 2a, b e c ilustram, respectivamente, a montagem do implante e parafusos bloqueadores na tíbia, a geometria da haste intramedular e o posicionamento interno do dispositivo ao longo da tíbia. É importante notar que o posicionamento da haste intramedular é representativo, uma vez que o mesmo pode variar dependendo do tipo de fratura do paciente.

A Fig. 2a ilustra um corte perpendicular ao eixo longitudinal da tíbia, visando este simular uma situação em que o osso apresenta perda de massa. O espaçamento decorrente deste corte é de 10 mm, estando a face superior a uma distância de 121 mm do parafuso mais proximal do sistema. A haste possui diâmetro médio de 9 mm e os parafusos bloqueadores possuem um diâmetro médio de 4 mm.

2.2 Modelo em elementos finitos

Utilizou-se o software ANSYS como ferramenta para as análises pelo método dos elementos finitos. A geometria dos componentes foi discretizada através de elementos finitos tridimensionais com interpolação quadrática (Fig. 3), que, na nomenclatura do software, são definidos por SOLID187. Após realizar uma convergência de malha, obteve-se os tamanhos de elementos apresentados na Tab. 1

Utilizou-se a hipótese de material homogêneo para a tíbia, dada a não relevância da discriminação das características



Figura 2. a) Montagem osso-implante com parafusos bloqueadores. b) Haste intramedular. c) Posicionamento interno da haste intramedular na tíbia.

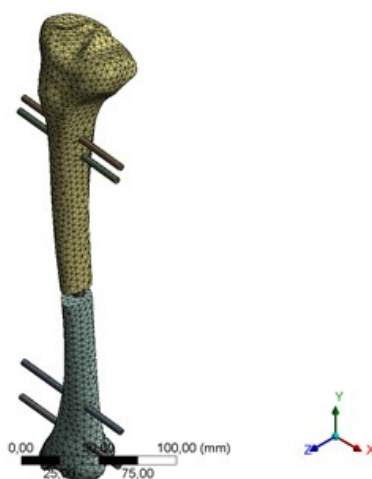


Figura 3. Modelo tridimensional discretizado através de elementos finitos.

morfológicas (trabecular/cortical) do osso para este estudo. Ainda para este componente, considerou-se um modelo material elástico linear. Para a haste e parafusos foram utilizadas propriedades da liga de titânio (ASTM F-136), sendo estas listadas na Tab. 2. Embora os parafusos foram simulados utilizando um modelo elástico linear, para a haste foi utilizado um modelo de elastoplasticidade com encruamento linear, de maneira a permitir a ocorrência de deformações



plásticas neste componente, caso o carregamento assim o exija.

Tabela 2. Parâmetros materiais (modelo isotrópico elástico linear) dos componentes do modelo.

Parâmetros materiais	ASTM F-136	Tíbia
E (MPa)	110,0	11,0
ν	0,34	0,35
σ_y (MPa)	795,0	-
σ_u (MPa)	860,0	133,0

As condições de contorno foram aplicadas de modo a simular os esforços atuantes durante a caminhada de um indivíduo. Os valores médios de força e momento foram extraídos do trabalho de (Taylor et al., 1998). O carregamento consiste em uma força compressiva de 900 N e momento torsor de 6400 N mm aplicados nos côndilos. A força compressiva foi distribuída segundo uma proporção de 70% no côndilo medial e 30% no côndilo lateral, enquanto o torque foi aplicado por um único momento torsor atuando nos côndilos, ao longo do eixo longitudinal tibial, conforme apresentado na Figura 6. Foram impostos deslocamentos nulos ao longo das direções x, y e z, na extremidade distal da tíbia (Fig. 4). Foram simulados dois ciclos de carga e descarga. A simulação de 2 ciclos de carga permite que regiões que eventualmente alcançam a tensão limite de escoamento se deformem plasticamente e que nos ciclos subsequentes o comportamento da haste ocorra no regime elástico. Este processo é conhecido como acomodação elástica. A descarga corresponde a forças e momentos de amplitude de 10% dos valores máximos, isto é, força de 90 N e momento de 640 N · mm.

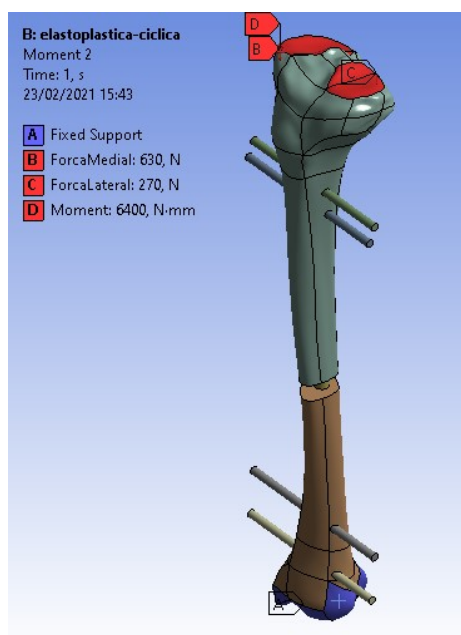


Figura 4. Condições de contorno aplicadas no modelo.

Foram definidas condições de interface do tipo contato sem atrito (*frictionless*) para representar a condição de deslizamento livre entre os parafusos e a haste. O mesmo tipo de contato foi utilizado entre o corpo ósseo e a haste, uma vez que é requerida elevada qualidade do acabamento superficial para a haste. Em relação à interação entre parafuso e osso, foram utilizadas condições de interface de tipo coladas (*bonded*). A Fig. 5 ilustra os ciclos de carga das forças e momentos aplicados aos côndilos (ver Fig. 4).

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Fig. 6 apresenta a distribuição de tensões de von Mises para o carregamento máximo no segundo ciclo de carga. Observa-se que o ponto de maior sollicitação mecânica ocorre na região de um dos furos distais (o superior deles), com valores de tensão inferiores à tensão limite de escoamento do material, indicando a não ocorrência de deformações plásticas. A partir dos resultados de tensões principais obtidas na região crítica realizou-se um estudo de vida em fadiga da prótese em questão, considerando ciclos pulsantes, isto é, carregamento seguido de descarregamento completo.



enebi 2022

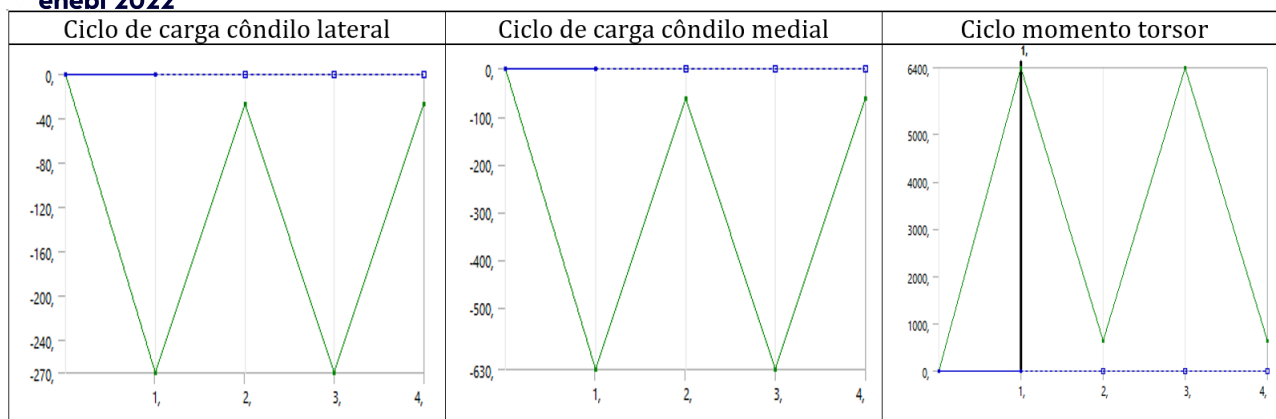


Figura 5. Ciclos de carga e momento aplicados aos côndilos da tíbia.

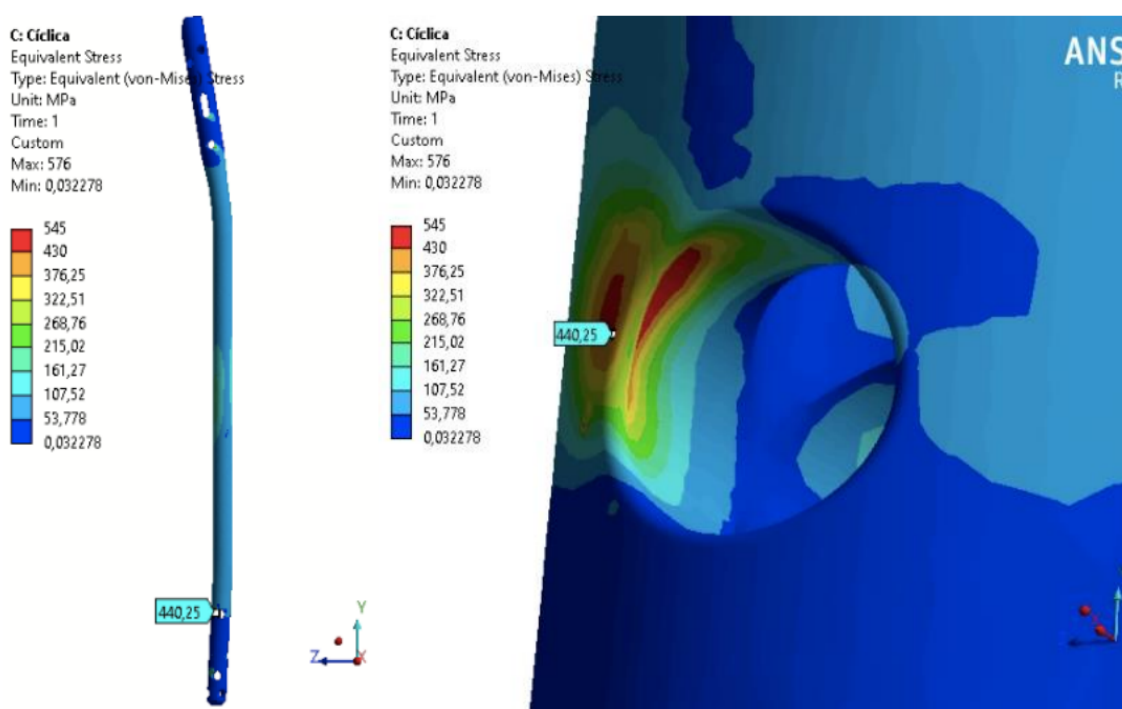


Figura 6. Distribuição de tensões de von Mises na haste intramedular.

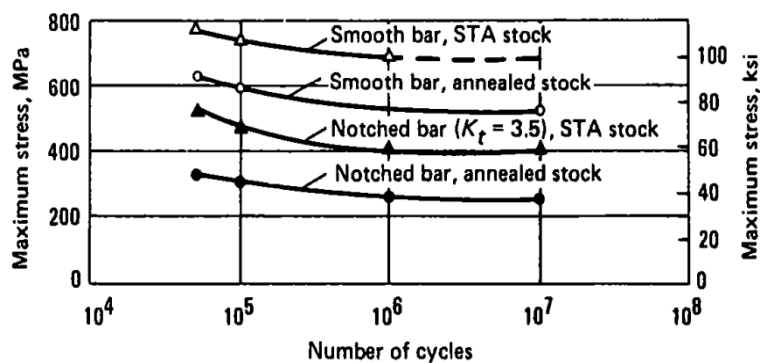


Figura 7. Curva S-N da liga de titânio utilizada como material para a haste intramedular Boyer (1985).



enebi 2022

Foi utilizada a curva tensão-vida (Fig. 7) do titânio obtida em (Boyer, 1985). A partir das tensões principais foram calculadas as tensões alternadas e médias equivalentes pela hipótese de von Mises. A influência da tensão média foi considerada mediante a hipótese de Goodman modificado. Os cálculos indicam o valor de tensão alternada equivalente com tensão média nula $\sigma_a = 257,07$ MPa, que, com um fator de correção de acabamento superficial $k = 0.9$, resulta em uma tensão limite de fadiga $\sigma_A = 286.33$ MPa. Segundo a Fig. 7, considerando o caso “*smooth bar, annealed stock*”, esta tensão limite indica vida infinita para o componente.

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho, o método dos elementos finitos foi utilizado para avaliar a ocorrência de deformações permanentes em uma haste intramedular de tíbia quando esta é submetida a carregamentos inerentes à marcha humana. Adicionalmente, através do critério de Goodman modificado, realizou-se um estudo para avaliar a vida em fadiga do implante. A distribuição de tensões de von Mises permitiu identificar as regiões de maior solicitação mecânica. Os resultados indicaram a não ocorrência de deformações plásticas e uma vida em fadiga infinita para os carregamentos aplicados ao sistema osso-implante. A metodologia empregada nesse estudo é passível de ser estendida para condições biomecânicas distintas. Sendo assim, uma comparação qualitativa dos resultados poderia ser realizada em situações onde estão presentes outras condições de contorno e geometrias de haste intramedular.

5. REFERÊNCIAS

- BONG, M. R.; KUMMER, F. J.; KOVAL, K. J.; EGOL, K. A. Intramedullary nailing of the lower extremity: Biomechanics and biology. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, 15(2):97–106, Feb. 2007. doi: 10.5435/00124635-200702000-00004. URL <https://doi.org/10.5435/00124635-200702000-00004>.
- BOYER, H. E., editor. **Atlas of Fatigue Curves**. ASM International, Dec. 1985.
- CARDOZO, R. T.; SILVA, L. G.; BRAGANTE, L. A.; ROCHA, M. A. Treatment of fractures of the tibial diaphysis using external fixator compared with locked intramedullary nails. **Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)**, 48(2):137–144, Mar. 2013. doi: 10.1016/j.rboe.2012.09.004. URL <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2012.09.004>.
- CHEN, F.; HUANG, X.; YA, Y.; MA, F.; QIAN, Z.; SHI, J.; GUO, S.; YU, B. Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, 13(1), Jan. 2018. doi: 10.1186/s13018-017-0707-8. URL <https://doi.org/10.1186/s13018-017-0707-8>.
- CHEUNG, G.; ZALZAL, P.; BHANDARI, M.; SPELT, J.; PAPINI, M. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. **Medical Engineering & Physics**, 26(2):93–108, Mar. 2004. doi: 10.1016/j.medengphy.2003.10.006. URL <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2003.10.006>.
- COURT-BROWN, C. M.; BUGLER, K. E.; CLEMENT, N. D.; DUCKWORTH, A. D.; MCQUEEN, M. M. The epidemiology of open fractures in adults. a 15-year review. **Injury**, 43(6):891–897, June 2012. doi: 10.1016/j.injury.2011.12.007. URL <https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.12.007>.
- DIWAN, A.; EBERLIN, K. R.; SMITH, R. M. The principles and practice of open fracture care, 2018. **Chinese Journal of Traumatology**, 21(4):187–192, Aug. 2018. doi: 10.1016/j.cjtee.2018.01.002. URL <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2018.01.002>.
- HIESTERMAN, T. G.; SHAFIQ, B. X.; COLE, P. A. Intramedullary nailing of extraarticular proximal tibia fractures. **American Academy of Orthopaedic Surgeon**, 19(11):690–700, Nov. 2011. doi: 10.5435/00124635-201111000-00005. URL <https://doi.org/10.5435/00124635-201111000-00005>.
- HOPPENFELD, S. **Tratamento e reabilitação de fraturas**. Manole, Sao Paulo, 2001. ISBN 9788520411667.
- KOJIMA, K. E. FERREIRA, R. V. Fraturas da diáfise da tíbia. **Revista Brasileira de Ortopedia**, 46(2):130–135, Apr. 2011. doi: 10.1590/s0102-36162011000200002. URL <https://doi.org/10.1590/s0102-36162011000200002>.
- METCALF, K. B.; DU, J. Y.; LAPITE, I. O.; WETZEL, R. J.; SONTICH, J. K.; DACHENHAUS, E. R.; JANES, J. L.; OCHENJELE, G. Comparison of infrapatellar and suprapatellar approaches for intramedullary nail fixation of tibia fractures. **Journal of Orthopaedic Trauma**, 35(2):e45–e50, Feb. 2021. doi: 10.1097/bot.0000000000001897. URL <https://doi.org/10.1097/bot.0000000000001897>.
- ROSA, N.; MARTA, M.; VAZ, M.; TAVARES, S.; SIMOES, R.; MAGALHÃES, F. D.; MARQUES, A. T. Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. **Annals of the New York Academy of Sciences**, 1408(1):20–31, Nov. 2017. doi: 10.1111/nyas.13524. URL <https://doi.org/10.1111/nyas.13524>.
- TAYLOR, S.; WALKER, P.; PERRY, J.; CANNON, S.; WOLEDGE, R. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. **The Journal of Arthroplasty**, 13(4):428–437, June 1998. doi:



enebi 2022

10.1016/s0883-5403(98)90009-2. URL [https://doi.org/10.1016/s0883-5403\(98\)90009-2](https://doi.org/10.1016/s0883-5403(98)90009-2).

WENNERGREN, D.; BERGDAHL, C.; EKELUND, J.; JUTO, H.; SUNDFELDT, M.; MÖLLER, M. Epidemiology and incidence of tibia fractures in the swedish fracture register. **Injury**, 49(11):2068–2074, Nov. 2018. doi: 10.1016/j.injury.2018.09.008. URL <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.09.008>.

YAZICIOGLU, D.; BAYRAM, B.; OGUZ, Y.; CINAR, D.; UCKAN, S. Stress distribution on short implants at maxillary posterior alveolar bone model with different bone-to-implant contact ratio: Finite element analysis. **Journal of Oral Implantology**, 42(1):26–33, Feb. 2016. doi: 10.1563/aaid-doi-d-14-00003. URL <https://doi.org/10.1563/aaid-doi-d-14-00003>.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à “Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES”, ao “Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq” e a “Fundação de Amparo à Pesquisa e inovação do Estado de Santa Catarina - FAPESC” pelo apoio financeiro a esta pesquisa.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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