

AVALIAÇÃO NUMÉRICA DE UMA PLACA PARA FIXAÇÃO ÓSSEA DE FRATURAS PÓSTERO LATERAIS DO PLATÔ TIBIAL

Isadora Ferreira Cândido Montalvan, Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU, isadorafc@hotmail.com

Cleudmar Amaral de Araújo, Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU, cleudmar@mecanica.ufu.br

Roberto da Cunha Luciano, Faculdade de Medicina - UFU, rluciano@orthomedcenter.com.br

Rodrigo Galvão Cardoso, Faculdade de Medicina - UFU, udirgc@gmail.com

Resumo. Fraturas póstero laterais que ocorrem no platô tibial são difíceis de serem tratadas devido ao acesso restrito à região proximal e posterior do platô tibial. Normalmente essas fraturas são tratadas utilizando placas de sustentação tibial convencional, as quais, apesar de serem eficientes, possuem desvantagens relacionadas à sua geometria e quantidade de parafusos. Neste sentido, foi desenvolvido um implante que possui geometria compatível com o formato do platô tibial. Esse implante possui tamanho adequado para se adaptar à borda lateral e póstero lateral do platô tibial, e furos de posicionamento acoplado a furos roscados, proporcionando maior capacidade de travamento. Posteriormente foram realizados ensaios numéricos por elementos finitos dos implantes fixados ao osso da tíbia, para a avaliação da resistência mecânica e da estabilidade da fratura. Dentro das limitações do modelo desenvolvido, os resultados do novo implante apresentaram um comportamento mecânico similar ao modelo utilizando a placa convencional, portanto, foram satisfatórios.

Palavras chave: Placa de sustentação tibial convencional. Fraturas do Platô Tibial. Elementos Finitos. Ortopedia. Engenharia Biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

As fraturas do platô tibial são lesões complexas de se tratar devido ao envolvimento da superfície articular, podendo ocorrer uma combinação de lesão óssea juntamente com lesões nos tecidos. Quando não tratadas adequadamente podem deixar sequelas no paciente, podendo resultar em perdas significativas ou permanentes das funções biológicas do joelho.

Essas fraturas devem ser devidamente classificadas para que possam receber o tratamento adequado. De acordo com Kfuri Junior *et al.* (2009), essa classificação é dada segundo o seu grau, uniformizando uma linguagem internacional na abordagem das lesões.

Segundo Gicquel *et al.* (2013), o sistema de classificação mais utilizado é o Schatzker, o qual classifica as fraturas em seis grupos (Fig. (1)).

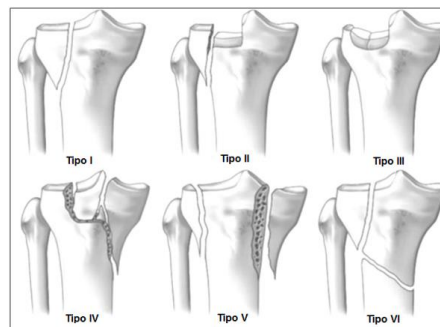


Figura 1 - Classificação Schatzker, GICQUEL *et al.* (2013)

Os três primeiros grupos (I, II e III) são fraturas puras do platô tibial, em geral associadas a traumas de baixa energia, elas envolvem a quadrante póstero lateral, sendo definidas como fraturas póstero laterais do platô tibial (Markhardt *et al.*, 2009).

O tratamento dessas fraturas é realizado, na maioria dos casos, através de procedimentos cirúrgicos. Muller *et al.* (1991) afirmam que primeiramente é necessário avaliar o tipo de fratura, para posteriormente ter acesso ao local e estabilizar as partes ósseas fraturadas. Porém, a exposição e a redução dessas fraturas é um desafio, pois os fragmentos são muitas vezes encobertos pela cabeça da fíbula e por estruturas ligamentares.

Atualmente, a fixação dessas fraturas é realizada utilizando uma placa de sustentação tibial convencional (Fig. (2)). Apesar de ser eficiente na maioria dos casos, essa placa possui algumas desvantagens relacionadas à sua dimensão, e uma limitação em relação à fixação de fraturas póstero laterais. Neste caso, a cabeça da fíbula limita o acesso à região proximal e posterior do platô tibial, deixando um espaço muito exíguo para a fixação da fratura.

Além disso, quando ocorrem as fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea póstero lateral é necessário utilizar a placa de sustentação tibial convencional associada com outros elementos (Fig. (3)). Gerando maior tempo cirúrgico, e maior agressão biológica aos tecidos.



Figura 2 – Placa de Sustentação Tibial Convencional, MULLER et al. (1991)

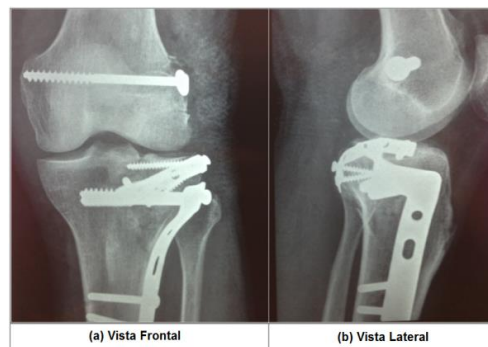


Figura 3 – Fratura do platô tibial fixada com uma placa convencional, juntamente com outros implantes. Fonte: Próprios Autores

Neste sentido, este trabalho tem como objetivo avaliar numericamente um novo projeto de um implante (placa e parafuso), que promete solucionar o problema das fraturas póstero laterais do tipo I, II e III. A nova placa possuirá menores dimensões e uma geometria que acompanhe o formato do platô tibial, facilitando o processo e reduzindo o tempo cirúrgico com uma menor quantidade de parafusos. Além disso, esse implante fornecerá uma boa estabilidade na estrutura óssea fraturada.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Modelo Tridimensional Simplificado do Osso da Tíbia

Para facilitar o processo de fixação do implante projetado, bem como da placa convencional, a estrutura da tíbia foi simplificada considerando-a com estruturas regularizadas e estrutura óssea isotrópica. A geometria em perspectiva tridimensional simplificada da parte superior da tíbia foi modelada utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014* (Fig. (4)).

Suas medidas foram determinadas tomando como referência valores encontrados na literatura (Cristofolini e Viceconti, 2000). Como este é um modelo simplificado alguns valores tiveram que ser adaptados para a resolução do problema proposto.

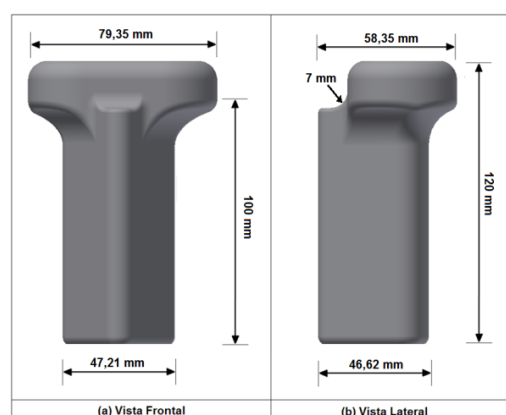


Figura 4 – Vista frontal (a) e lateral (b) do osso da tíbia, com os valores das medidas. Fonte: Próprios Autores

2.2. Modelo Tridimensional da Placa de Sustentação Tibial Convencional

Foi utilizada como referência uma placa de sustentação tibial convencional do fabricante *®Synthes*, fornecida pela equipe médica de ortopedia da UFU. As medidas da placa e dos parafusos foram determinadas utilizando um paquímetro, e os modelos tridimensionais dos mesmos foram desenvolvidos utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014* (Fig. 5 (a) e (b)).

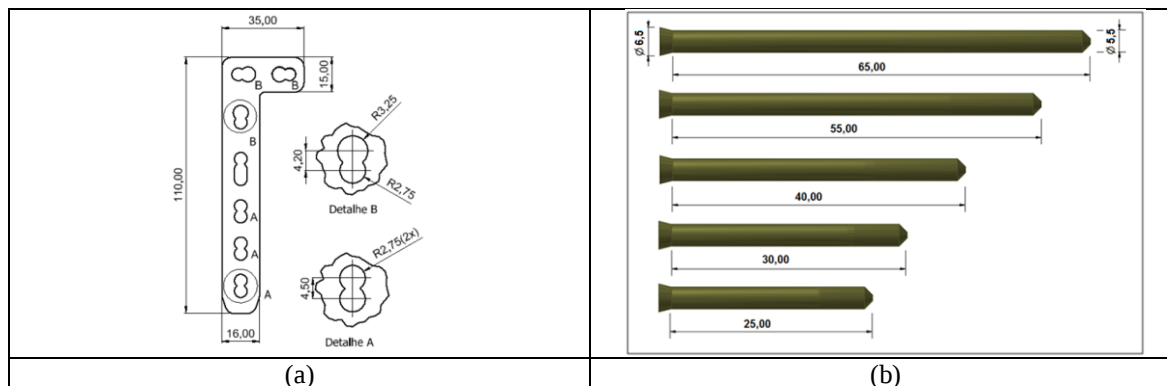


Figura 5 – (a) Modelo Tridimensional da Placa Convencional; (b) Modelo Tridimensional dos Parafusos. (medidas em mm) Fonte: Próprios Autores

Os filetes de rosca nos parafusos não foram considerados nesta análise, a justificativa desta aproximação é que nos modelos numéricos de elementos finitos, apesar da consideração de não linearidade, as roscas foram consideradas consolidadas a estrutura óssea, visando uma simplificação da análise.

2.3. Modelo Tridimensional do Novo Implante

As dimensões iniciais do novo implante foram desenvolvidas utilizando como referência a placa convencional, porém com as adaptações sugeridas pelos médicos ortopedistas da UFU, visando o desenvolvimento de uma placa que facilite o processo e viabilize a fixação das fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio laterais.

A placa possui em sua parte superior tamanho adequado para coincidir com a lateral da tíbia proximal, sem causar nenhum dano às partes biológicas próximas; e o seu corpo com tamanho adequado para proporcionar uma maior estabilidade na fixação da placa, fixando-a assim, ao corpo da tíbia (Fig. 6 (a)). Foram modelados cinco tamanhos diferentes de parafusos, tomando como referência os parafusos da placa convencional (Fig. 6 (b)). E o modelo em projeção tridimensional do implante (placa e parafusos) foi desenvolvido utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014*.

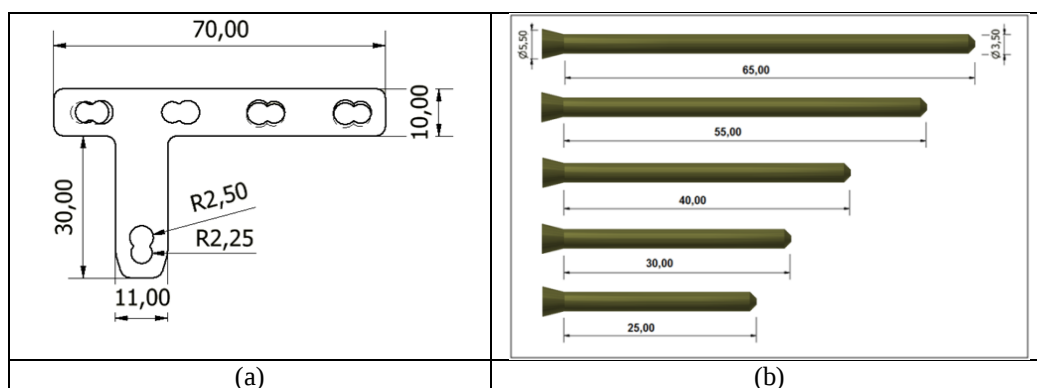


Figura 6 – (a) Modelo Tridimensional da Nova Placa; (b) Modelo Tridimensional dos Parafusos. (medidas em mm) Fonte: Próprios Autores

Observa-se que a placa possui furos de posicionamento acoplado a furos roscados, os quais proporcionam uma maior flexibilidade de compressão axial e uma maior capacidade de travamento. As cavidades com rosca possuem um ângulo fixo, o qual tem a finalidade de evitar o contato entre os parafusos, promovendo maior segurança durante a sua fixação.

Esse primeiro modelo do implante foi prototipado em liga de titânio, e durante a adaptação dessa placa ao osso da tíbia observou-se que, por se tratar de uma liga metálica, conformar essa placa ao formato do platô tibial era complicado; pois além de ser difícil devido à alta dureza do material, durante o processo de conformação da placa reta ela se conformou primeiramente nos furos, chegando a ocorrer sua fratura.

Assim, utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2016*, foi projetada a placa já com curvatura, possuindo formato adequado que se ajusta à borda proximal do platô tibial (Fig. (7)).

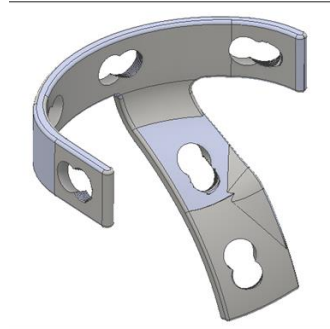


Figura 7– Modelo Tridimensional da Placa com Curvatura. Fonte: Próprios Autores

2.4. Propriedades Mecânicas dos Materiais

Nag e Banerjee (2012) afirmam que a liga de titânio Ti-6Al-4V é um dos materiais mais utilizados na confecção de implantes para a fixação de fraturas, e começou a ganhar maior popularidade após o início da década de 70, devido a sua excelente resistência mecânica, elevada biocompatibilidade, baixa densidade, baixo módulo de elasticidade e sua maior resistência à corrosão.

Segundo a norma NBR ISO 5832 as propriedades mecânicas da liga conformada de titânio 6-alumínio 4-vanádio na condição recozida são resistência a tração 860 MPa, limite de escoamento 780 MPa. O módulo de elasticidade 110 GPa (Completo *et al.*, (2006); Ratner *et al.*, (2004)), e coeficiente de Poisson 0,3 (Completo *et al.*, (2006)). Para a análise numérica essa liga de titânio Ti-6Al-4V será o material utilizado nos implantes (placas e parafusos).

De acordo com Hamill e Knutzen (2012), o tecido ósseo é leve, mas tem grande resistência à tração e a compressão, e um grau significativo de elasticidade, sendo considerado um material anisotrópico, heterogêneo e viscoelástico.

Porém, para a simplificação das análises numéricas o osso será considerado um material homogêneo, isotrópico e linear elástico, com um módulo de elasticidade igual a 17 GPa (Izaham e Kadir, (2010)) e um coeficiente de Poisson igual a 0,3 (Completo *et al.*, (2006); (Izaham e Kadir, (2010)).

2.5. Forças Atuantes Sobre a Tíbia Proximal

As forças atuantes na tíbia durante a marcha, principalmente as forças atuantes no platô tibial, estão representadas na Fig. (8). Onde podem ser observadas a força no côndilo lateral (F_{CL}), a força no côndilo medial (F_{CM}), a força do ligamento cruzado posterior (F_{LCP}), a força do ligamento cruzado anterior (F_{LCA}), a força do gastrocnêmio (F_G) e a força dos isquiotibiais (F_H) (SHELBURNE *et al.*, (2006)).

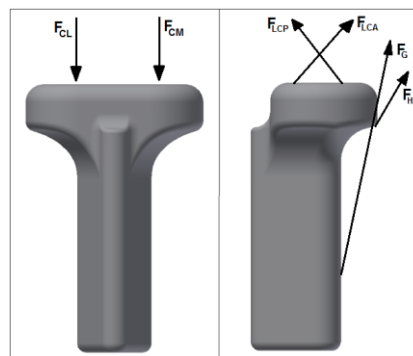


Figura 8– Forças Atuantes Sobre o Plato Tibial. Fonte: Próprios Autores

Segundo Kim *et al.* (2010), após a cirurgia para a fixação das partes fraturadas é necessário um tempo de repouso, e normalmente o paciente faz o uso de muletas. O valor da carga aplicada sobre o osso da tíbia pode ser estimada em aproximadamente 10% do peso do corpo. Assim, os valores das forças aplicadas à tíbia proximal, principalmente os valores relacionados ao peso do corpo aplicado ao platô tibial, utilizados na modelagem numérica foram reduzidos:

- Força no Côndilo Medial (FCM) = 40 N e 80 N;
- Força no Côndilo Lateral (FCL) = 40 N;
- Força do ligamento cruzado posterior (FLCP) = 78 N;
- Força do ligamento cruzado anterior (FLCA) = 165 N;
- Força do gastrocnêmio (FG) = 520,5 N;
- Força dos isquiotibiais (FH) = 416 N.

2.6. Contato Mecânico Entre os Componentes

Uma das propriedades que pode ser atribuída ao contato é o atrito. No modelo da placa com a tíbia fraturada existe atrito entre a fratura e a tíbia (contato osso/osso), e atrito entre os implantes e o osso (contato implante/osso). Já os parafusos foram considerados totalmente fixados a placa, utilizando a condição de “colados”.

No contato osso/osso foi utilizado um coeficiente de atrito igual a 0,7 (Shockey *et al.*, (1985)), e no contato implante/osso foi utilizado um coeficiente de atrito igual a 0,3 (Completo *et al.*, (2006); (Izaham e Kadir, (2010))).

3. RESULTADOS

Para o desenvolvimento da modelagem numérica foi utilizado o software Abaqus/Standard®.

Foram analisados nos dois modelos (modelo utilizando a placa convencional e modelo utilizando o novo implante) os valores das tensões de Von Mises encontrados na região mais crítica dos implantes, e o deslocamento total entre a fratura e o osso da tíbia, nas direções x, y e z. E com os valores obtidos foi realizada uma comparação da estabilidade do pós-operatório das fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio lateral.

As análises dos modelos foram realizadas considerando dois valores diferentes de cargas no côndilo medial (FCM), 40 N e 80 N, pois a força do côndilo medial é a força que afeta diretamente a fratura e mais influencia nos resultados.

Para a carga de 40 N o valor encontrado de máximas tensões na placa convencional foi de 713,9 MPa, e na nova placa foi de 609,4 MPa. Já para a carga de 80 N, a qual foi aplicada a fim de simular um carregamento crítico, o valor de máxima tensão na placa convencional foi de 1529,1 MPa, e na nova placa foi de 998,4 MPa.

O limite de escoamento da liga de titânio é 780 MPa (NBR ISO 5832), portanto para a carga de 40 N nos dois modelos não ocorreria a falha. Já para a carga de 80 N os dois modelos sofreriam falhas, porém essa é uma carga crítica, a qual foi simulada a fim de comparação entre os dois modelos.

Em relação ao deslocamento da fratura, tanto no modelo utilizando a nova placa, quanto no modelo utilizando a placa convencional, o deslocamento máximo ocorreu na mesma região da fratura (Fig. (9)). Isso ocorreu provavelmente, devido a geometria da tíbia, principalmente a região do platô tibial, e ao tipo de fratura. Para comparar as diferenças de estabilidade para as duas placas estudadas, os valores de deslocamentos relativos médios estão representados na Fig. (10).

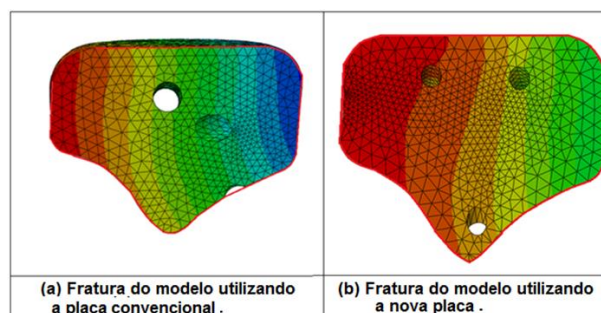


Figura 9 - Distribuição dos níveis de deslocamentos na fratura, o maior deslocamento é representado pela cor vermelha.
Fonte: Próprios Autores

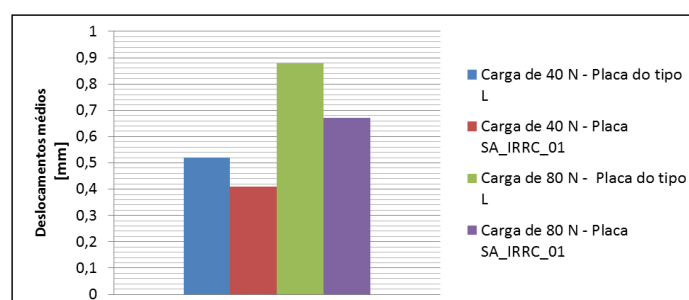


Figura 10 – Deslocamentos Relativos Médios. Fonte: Próprios Autores

Depois de realizados os ensaios numéricos nos dois modelos observou-se que os modelos tiveram um comportamento mecânico similar. Porém, a nova placa obteve valores ligeiramente melhores, possui uma geometria e dimensões menores.

4. CONCLUSÕES

Dentro das limitações do modelo desenvolvido foi possível avaliar a resistência mecânica da placa e o deslocamento da fratura, e a simulação numérica do modelo utilizando o novo implante apresentou um comportamento mecânico similar ao modelo utilizando a placa de sustentação tibial convencional. Além disso, os valores de tensões e deslocamentos foram de mesma ordem de grandeza nos dois modelos. Porém, o novo implante possui uma geometria e dimensões menores, além de utilizar uma menor quantidade de parafusos. Os autores consideram, portanto, que o resultado foi satisfatório.

5. REFERÊNCIAS

- ABNT – (Associação Brasileira de Normas Técnicas) - NBR ISO 5832 – **Implantes para cirurgia – Materiais metálicos. Parte 3: Liga conformada de titânio 6-alumínio 4-vanádio**. 1997.
- COMPLETO, A.; FONSECA, F.; SIMÕES, J. A. **Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho**. Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões (APAET)., p. 22. 2006.
- CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M. **Mechanical validation of whole bone composite tibia models**. Journal of Biomechanics, v. 33, p. 279-288, 2000.
- GICQUEL, T.; NAJIHI, N.; VENDEUVRE, T.; TEYSSEDOU, S.; GAYET, L.-E.; HUTEN, D. **Tibial plateau fractures: Reproducibility of three classifications (Schatzker, AO, Duparc) and a revised Duparc classification**. Orthopaedics e Traumatology: Surgery e Research, v.99, p. 805-816, 2013.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3ª. ed., Manole Ltda, 2012.
- IZAHAM, R. M. A. R.; KADIR, M. R. A. **Screws placement effect on locking compression plate (lcp) for tibial oblique fracture fixation**. Conference on Biomedical Engineering e Sciences. Malaysia, Dezembro 2010.
- KFURI JÚNIOR, M.; FOGAGNOLO, F.; BITAR, R. C.; FREITAS, R. L.; SALIM, R.; PACCOLA, C. A. J. **Fraturas do planalto tibial**. Revista Brasileira de Orthopedia, v. 44(6), p. 468-474, 2009.
- KIM, S.-H.; CHANG, S.-H.; JUNG, H.-J. **The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues**. Composite Structures, v. 92, p. 2109-2118, 2010.
- MARKHARDT, B. K.; GROSS, J. M.; MONU, J. U. V. **Schatzker classification of tibial plateau fractures: Use of CT and MR imaging improves assessment**. RadioGraphics, v. 29, p. 585-597, 2009.
- MULLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **AO Manual of Internal Fixation**. Berlin: Springer, n. 3ª, 1991.
- NAG, S.; BANERJEE, R. **Fundamentals of medical implant materials**. In: NAYARAN, R. Materials for Medical Devices. ASM International, v. 23, 2012. p. 6-17.
- RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials Sciences: An Introduction to Materials in Medicine**. 2ª. ed. Londres: Elsevier Academic Press, 2004.
- SHELBURNE, K. B.; TORRY, M. R.; PANDY, M. G. **Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait**. Journal of Orthopaedic Research., Outubro 2006. 1983-1990.
- SHOCKEY, J. S.; VAN FRAUNHOFER, J. A.; SELIGSON, D. A. **A measurement of the coefficient of friction of human long bones**. Surface Technology., v. 25, p. 167-173, 1985.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos órgãos de fomento (CAPES, CNPq e FAPEMIG) e ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia pelo apoio financeiro. Agradecem também, ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) e ao Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/RESP).

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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