

Análise Biomecânica de Fraturas por Estresse na Tíbia na Corrida

Bruna Schmitz da Silva
*Engenheira Biomédica no Hospital
e Maternidade Santa Brígida
Curitiba, Brazil
ORCID: 0000-0001-8924-2687*

Maria Isabel Veras Orselli
*Curso de Engenharia Biomédica
Universidade Franciscana, Santa
Maria, , Brazil
ORCID: 0000-0001-8264-3429*

Abstract— Within the context of running, the understanding of tibial fractures is important as worrying rates of injuries have been reported. In running, tibial overload is often associated with running speed. This study aimed at using computer modeling and simulation to determine the correlation between running speed and the load on the tibia during running; specifically: the behavior of joint contact forces and muscle forces acting on the tibia, and the maximum stress and strain on this bone, with increasing running velocities. Therefore, we used data from a three-dimensional biomechanical analysis of an adult woman running, at three speeds 2.5 m/s, 3.5 m/s and 4.5 m/s, and performed computer simulations to estimate the forces acting on the tibia in these three conditions, using the Static Optimization tool, available at the OpenSim software. The data obtained was used in a finite element analysis of the tibial structure, assuming a quasi-static loading mode. The results showed an increase in the force application rate but not in the magnitude of tibiofemoral force, with increasing running speeds. Furthermore, the structural analysis indicated that tibia is loaded primarily in flexion during the support phase of running. This study contributed to the development of new hypotheses about the mechanisms of stress fractures in the tibia.

Keywords — Running Biomechanics, Tibial Stress Syndrome, Static Optimization, Structural Analysis.

I. INTRODUÇÃO

Uma fratura por estresse é uma fratura parcial ou incompleta, causada pelo acúmulo de tensão em uma área localizada do osso [1]. Surge como resultado de aplicações repetitivas de cargas que são menores do que a tensão necessária para fraturar o osso em uma única aplicação [2]. Estudos de casos e epidemiológicos mostram que a tíbia é o local mais comum para fraturas por estresse, não só em atletas, mas também em pessoas que praticam atividades físicas intensas de forma recreativa [2], [3]. Segundo a literatura, 70% dos pacientes que apresentam fraturas por estresse envolvem a tíbia ou fíbula [4].

Esportes envolvendo impacto, como a corrida, são mais associados ao estresse da tíbia e normalmente atletas do sexo feminino apresentam maior número de fraturas por estresse comparadas aos do sexo masculino [5]. Lesões na região tibial são de difícil tratamento pois possuem uma menor resposta a cuidados não operatórios. Adicionalmente, não há consenso na literatura com relação à melhor estratégia de tratamento, o que pode manter o indivíduo lesionado afastado da prática esportiva por muito tempo [4]. Assim, dentro do contexto da corrida, o entendimento das fraturas da tíbia, faz

se importante na medida em que taxas preocupantes de lesões relacionadas à corrida têm sido relatada.

Do ponto de vista da mecânica, a fratura por estresse no osso ocorre quando a carga aplicada excede o limite elástico do osso. A resposta do osso à carga depende da taxa de aplicação e da direção em que a carga é aplicada, considerando que o osso é um material anisotrópico, e do quanto as forças excedem os limites que causam a deterioração do osso saudável. Assim, uma carga alta aplicada rapidamente ou numa direção em que o osso é menos resistente, pode gerar fraturas. Além disso, sabe-se que a densidade de microdano no osso cortical aumenta proporcionalmente à taxa de aplicação dessa carga, pois as propriedades mecânicas do osso se alteram durante o processo de remodelação, que envolve a reabsorção do osso danificado e a produção de um novo tecido [2].

Sendo assim, um estímulo mecânico que cause sobrecarga ao osso, associado à periodização inadequada de um exercício como a corrida, podem aumentar o risco de lesão na tíbia. Na corrida, a sobrecarga é frequentemente associada a fatores que aumentam o impacto durante o contato do pé com o chão, o que está também associado a fatores como a velocidade da corrida, além de outros fatores biomecânicos [5].

Mesmo que se saiba que a biomecânica da corrida predispõe a fratura por estresse na tíbia não se sabe as especificidades desse mecanismo. Um dos possíveis motivos para isso é o fato de que estudar a carga sobre o osso em tarefas específicas, exige a associação de modelos biomecânicos do corpo humano na corrida e modelos biomecânicos do tecido ósseo. Os processos de modelagem e simulação da carga sobre o osso ainda são complexos e podem requerer um custo computacional alto.

Ferramentas como o OpenSim [6], um software livre para análise e modelagem do movimento humano e animal, permitem a determinação das forças musculares e cargas sobre as articulações, usando algoritmos implementados com baixo custo computacional. Dessa maneira, as forças obtidas podem ser associadas a modelos mais detalhados da estrutura dos ossos, para se determinar a tensão e a deformação a que os ossos estão sujeitos.

Esse trabalho teve como objetivo utilizar modelagem e simulação computacional para determinar a relação entre a velocidade da corrida e a carga sobre a tíbia durante a corrida. Especificamente visava: 1) determinar o comportamento das forças de contato articular e das forças

musculares que atuam na tíbia, com o aumento da velocidade da corrida, usando dados abertos da análise biomecânica da corrida de uma mulher adulta corredora e Otimização Estática; 2) utilizar os dados de força sobre a tíbia para determinar as máximas tensões e deformações a que esse osso está sujeito durante a corrida nas diferentes velocidades usando simulações pelo método de elementos finitos.

II. MÉTODOS

Para estimar as cargas sobre a tíbia em um adulto saudável e, posteriormente, as tensões e deformações em sua estrutura, durante a corrida utilizou-se diferentes métodos de modelagem e simulação computacional. Primeiramente foram determinadas as forças internas ao corpo humano (forças musculares e de contato articular) utilizando-se dados experimentais da análise biomecânica da corrida, de um sujeito do sexo feminino, disponibilizados para acesso aberto na plataforma Figshare [7] em conjunto com um modelo neuromuscular dos membros inferiores e tronco, elaborado para uso com o software OpenSim (versão 4.0). Em seguida, os dados relativos às forças atuantes na tíbia foram, para o instante de maior carga durante a corrida, foram usados em um modelo de elementos finitos da tíbia (FEM), para estimar as cargas sobre a tíbia, usando-se, para isso, a ferramenta Gibbon (um acrônimo para Geometry and Image-Based Bioengineering)

A ferramenta Gibbon é uma biblioteca de código aberto, criada para o MATLAB, que fornece recursos para a implementação de simulações na área de biomecânica, incluindo simulações usando o método de elementos finitos [8]. O modelo de elementos finitos foi construído sobre um modelo computacional da tíbia extraído de imagens de tomografia computadorizada. Os procedimentos usados nessa simulação são descritos nas próximas seções.

A. Estimativa das forças internas

Os dados experimentais utilizados foram adquiridos da análise tridimensional da corrida de uma mulher de 39 anos, 1,66 m de altura e 56,85 kg de massa. Esses dados compreendem a cinemática dos membros inferiores e pelve e a Força de Reação do Solo (FRS) com seu respectivo centro de pressão, adquiridos durante a corrida sobre uma esteira ergométrica instrumentada nas velocidades 2,5 m/s, 3,5 m/s e 4,5 m/s [7].

Para representar os membros inferiores e o tronco humano nas análises computacionais, utilizou-se o modelo Gait 2392 do OpenSim. O modelo foi escalonado para representar o indivíduo estudado e um problema de cinemática inversa, foi resolvido para modelar o movimento nas três velocidades. Para obter as forças internas durante a corrida, utilizou-se a ferramenta de Otimização estática do Software OpenSim. Essa ferramenta resolve inversamente as equações do movimento que descrevem a dinâmica do movimento do modelo, para obter os torques resultantes em cada uma das articulações, a cada instante do movimento. Em seguida, os torques resultantes nas articulações são distribuídos entre os músculos que atuam naquela articulação. Para isso é utilizado um critério de distribuição que equivale, aproximadamente, a minimizar a energia consumida por todos os músculos ativos, a cada instante do movimento [6].

Dessa maneira foi possível de obter os valores das forças musculares e as forças de contato nas articulações do membro inferior para uma passada da corrida, para cada uma das três velocidades estudadas. Os valores dos componentes vertical, anterior-posterior e medial-lateral da forças de

contato articular no joelho direito e das forças dos músculos inseridos na tíbia – nominalmente, os músculos semimembranoso, semitendinoso, sartório, sóleo, tibial anterior, tibial posterior, grácil, tensor da fáscia lata, bíceps longo, bíceps curto, flexores digitais e extensores de hallux – foram usados nas análises seguintes.

B. Obtenção do modelo computacional da tíbia.

O modelo de elementos finitos foi construído sobre um modelo computacional da tíbia direita, extraído de imagens de tomografia computadorizada, adquiridas de um cadáver feminino de 59 anos de idade, de acordo com procedimentos estensamente descritos na literatura [9]. O modelo original e uma ferramenta de escalonamento implementada em linguagem Matlab por Sreenivasa e Gonzalez-Alvarado [9] permitiram a representação da tíbia em dimensões compatíveis a do indivíduo que estava sendo estudado. A malha representando o modelo computacional da superfície da tíbia, com as dimensões adequadas foi exportada, em um arquivo de extensão .stl, para ser adequada ao uso na análise de elementos finitos.

Usando as funcionalidades da ferramenta Gibbon, foi criada uma malha volumétrica sob o modelo inicial, com 10.315 nós e 57.636 elementos sólidos. Foram, então, identificados os nós que estavam a até 3 mm de distância dos nós superficiais. Os elementos sólidos que continham esses nós foram considerados compostos de osso cortical, os demais foram considerados osso trabecular. Nesse estudo consideramos um modelo mais simplificado do comportamento mecânico do osso, ao considerá-lo um material isotrópico. Foram atribuídas ainda, diferentes propriedades mecânicas às regiões de osso cortical e trabecular. Os valores das propriedades mecânicas usados para descrever o comportamento do osso foram o módulo de elasticidade (longitudinal) com valor de 18 GPa para o osso cortical e 210 MPa para o osso trabecular [10]; e o coeficiente Poisson, com valor de 0,3 [11].

C. Análise Estrutural da Tíbia usando FEM

Um estudo do carregamento quase-estático da tíbia, utilizando FEM, foi feito no software MATLAB, por meio, também, das ferramentas da biblioteca Gibbon. Para isso partimos do modelo computacional da tíbia direita descrito na seção anterior, no qual identificamos as áreas de contato articulares (joelho e tornozelo) e as regiões nas quais os músculos sóleo, tibial posterior e flexor dos dedos estavam inseridos. A informação sobre as coordenadas de posição da região em que cada músculo estava inserido na tíbia foram obtidas do modelo Gait 2392.

Assumimos uma região de 1,2 cm de diâmetro para a inserção conjunta do sóleo, tibial posterior e do flexor dos dedos, e para os demais músculos foram consideradas regiões circulares de 1 cm de diâmetro. A partir desse modelo, foi realizada uma simulação de um ensaio quase estático de duração de 1 s, com as seguintes condições de contorno: na superfície superior (contato com o fêmur) foi aplicada uma força igual à máxima força de contato articular entre a tíbia e o fêmur; a superfície da articulação inferior do osso (contato com o tálus) foi analisada como uma superfície fixa; às regiões onde os músculos se inseriam foram atribuídos os valores de força correspondentes às respectivas forças musculares no instante em que a força de contato articular era máxima.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A. Forças musculares e de contato articular

Usando o OpenSim em conjunto com os dados experimentais, obtivemos os componentes da força de contato articular entre a tibia e o fêmur, em cada uma das três velocidades de corrida, e a partir desses valores foi possível obter, para cada velocidade, a máxima força de contato durante a fase de apoio (módulo da força) e os valores dos três componentes nesse instante (ver tabela 1). Pode-se notar que os valores de força obtidos entre a menor e maior velocidade de corrida, variam pouco (entre 14 e 16 vezes o peso corporal do indivíduo estudado). Os valores obtidos para a força resultante entre a tibia e o fêmur estão em acordo com o trabalho de McDonnell e colaboradores [12]. Apesar dos valores máximos da força articular resultante variarem pouco entre a condição de maior e menor velocidade, percebe-se que com a diminuição da duração da fase de apoio à medida que a velocidade da corrida aumenta, o valor da taxa de aplicação média da força sobre a tibia (máxima força dividida pelo intervalo de tempo necessário para esse valor ser atingido) aumenta. Esse resultado é importante pois as propriedades do osso se alteram com a taxa de aplicação da força (ver Tabela 1).

Comparando-se os valores dos componentes vertical e anterior-posterior da força de contato articular, pode-se ver que os valores da componente anterior-posterior são cerca de 70% do valor da componente vertical, nas três condições de velocidade e flutuam entre 4000N e 6000N, o que corresponde a quase dez vezes o peso corporal do indivíduo estudado. A força vertical é uma força compressiva, já a força horizontal impõem um momento fletor sobre a tibia, quando a sua rotação em torno da articulação do tornozelo é restringida. Esses resultados sugerem que a corrida é uma atividade na qual a carga compressiva e a carga fletora apresentam valores altos em comparação a atividades como a marcha, na qual as forças sobre a articulação tíbio-femural são de aproximadamente uma vez e duas vezes o peso corporal, respectivamente, na direção anterior posterior e vertical [13].

Na Tabela 2 encontram-se os valores das forças dos músculos inseridos na tibia no instante em que a força de contato articular entre a tibia e o fêmur é máxima. Dentre os músculos analisados, o músculo sóleo desenvolveu as maiores forças nas três velocidades. O tibial posterior que, como o sóleo, é um músculo extensor do tornozelo, também desenvolveu forças relativamente altas. O semitendíneo e o grácil, que atuam como flexores do joelho, contrariamente, apresentaram valores de força muito baixos e pouco variáveis entre as velocidades, indicando que esses músculos não estavam ativos nesse momento do apoio. Além disso, nota-se que, à medida que a velocidade aumenta (de 2,5 m/s a 4,5 m/s), as forças geradas nos músculos que não o sóleo e o tibial posterior, não variam significativamente em intensidade (Tabela 2). As variações da força muscular para os músculos bíceps femoral (cabeça longa) e semimembranoso, foram inconsistentes e precisam ser melhor investigadas.

TABELA 1: MÁXIMA FORÇA DE CONTATO TIBIOFEMURAL E TAXA DE APLICAÇÃO MÉDIA DA FORÇA DURANTE A CORRIDA, EM TRÊS VELOCIDADES

Variável	Força (N)		
	2,5 m/s	3,5 m/s	4,5 m/s
Duração da fase de apoio (s)	0,27	0,20	0,16
Força ant-post (N)	4.346	5.112	4.419

Variável	Força (N)		
	2,5 m/s	3,5 m/s	4,5 m/s
Força vertical (N)	-6.219	-7.182	-6.271
Força medial-lat (N)	-607	-426	-689
Força resultante máxima (N)	7.612	8.826	7.703
Taxa de aplicação de força (N/s)	60.571	65.883	73.894

TABELA 2: FORÇA NOS MÚSCULOS INSERIDOS NA TÍBIA, NO INSTANTE EM QUE A FORÇA DE CONTATO TIBIOFEMURAL É MÁXIMA

Músculos	Força (N)		
	2,5 m/s	3,5 m/s	4,5 m/s
Semitendíneo	2,67	2,67	2,286
Semimembranoso	433,49	78,38	257,13
Sartório	159,70	174,16	147,49
Sóleo	2.011,50	2.197,38	3.183,38
Tib. posterior	465,36	603,82	653,25
Tib. anterior	154,42	155,75	175,17
Grácil	1,30	1,31	1,42
Tensor F.L	335,8	351,17	357,27
Bíceps L.	4,53	362,14	2,95
Bíceps C.	253,52	278,42	235,27
Flexores Dig.	117,03	121,88	127,73
Ext. Halux	43,31	42,38	48,83

B. Análise Estrutural

Com os métodos descritos anteriormente fomos capazes de simular o carregamento da tibia, considerando as condições de contorno descritas, para a condição de velocidade 2,5 m/s. A solução obtida convergiu em um intervalo de tempo de 112 s, e simulou um ensaio quasi-estático de 1 s. Contudo, os resultados obtidos indicaram valores não realistas para as deformações da tibia, considerando apenas a primeira iteração da simulação, que corresponde a um intervalo de tempo de 0,1 s. Entretanto, da Fig. 1 é possível notar o carregamento no instante em que a força de contato entre a tibia e o fêmur é máxima resulta em flexão e compressão da tibia.

Os resultados não realistas se devem, às condições de contorno impostas à extremidade inferior, a qual mantém a tibia fixa e não permite que ela faça o movimento de rotação sobre a articulação do tornozelo. Nesse caso, a simplificação proposta, isto é, a utilização de um carregamento quase-estático para análise da estrutura da tibia, não é adequada para analisar o risco de fratura por estresse. Além disso, o tempo mínimo de iteração do modelo (0,1 s) é maior que o tempo necessário para a força atingir seu valor máximo na fase de apoio, que é de aproximadamente 0,09 s. Esse tempo deve ser corrigido em estudos futuros.

Por outro lado, vale ressaltar que o modelo parece exemplificar bem o que acontece com praticantes do esporte ski, quando o pé, alinhado às fixações do equipamento, é subitamente freado. Nesse caso, a tibia permanece fixa na base enquanto sua extremidade é carregada em flexão, como em uma espécie de alavanca, impulsionando-a para frente, o que pode causar uma fratura total em regiões próximas às sinalizadas pela cor vermelha no gráfico da Fig. 1

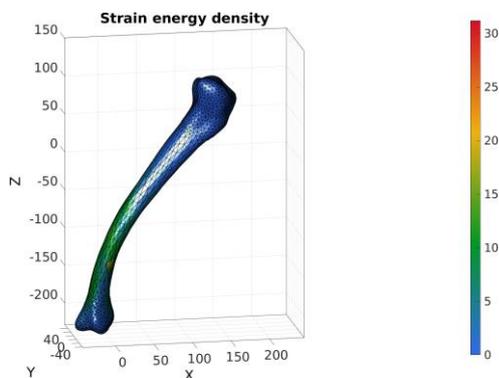


Fig. 1 - Deformação da tíbia simulada usando análise de elementos finitos.

ACKNOWLEDGMENT

À Universidade Franciscana pela estrutura fornecida para a realização desse trabalho.

REFERENCES

C. Papel da velocidade da corrida nas lesões por estresse na tíbia

A fratura por estresse no osso ocorre quando a carga aplicada excede o limite elástico do osso saudável, contudo a resposta do osso à carga depende da taxa de aplicação e do quanto as forças excedem os limites que causam a deterioração do osso saudável. Portanto, uma carga alta aplicada rapidamente, ou numa direção em que o osso é menos resistente, pode causar fraturas. Osso também possui um comportamento mais quebradiço, isto é, frágil, se a carga é aplicada em alta velocidade, já que é um material viscoelástico. Nesse estudo, foi observado um aumento na taxa da aplicação da força com o aumento da velocidade da corrida, mais do que um aumento da intensidade da carga sobre o osso, o que sugere que seja esse o mecanismo que pode contribuir para o aumento do risco de fratura por estresse [2]. Ademais, vale ressaltar que as propriedades mecânicas do tecido ósseo se alteram com o desuso e o envelhecimento, o TÍBIA que pode colocar em maior risco pessoas idosas e sedentárias, que iniciam seus treinamentos com um volume alto.

Apesar das condições de contorno precisarem de ajuste, a análise estrutural permitiu verificar que a tíbia é carregada em flexão durante a corrida. Durante o carregamento em flexão, as cargas são aplicadas de modo que o osso se dobra em torno de um eixo fixo. O sóleo é o principal músculo que atua no sentido de evitar essa flexão. Portanto, é possível que uma redução na capacidade do sóleo gerar força também contribua para lesões por estresse. Outro fator que pode contribuir para aumentar as tensões na tíbia é a perda de mobilidade na articulação do tornozelo.

IV. CONCLUSÃO

A utilização de modelagem computacional, por meio do software OpenSim, usada para determinar o comportamento das forças de contato articular e forças musculares na tíbia, conforme o aumento das velocidades, demonstraram-se bem-sucedidas. A partir disso, é possível inferir que com o aumento do valor da taxa de aplicação de força à medida que a velocidade da corrida aumenta pode ser uma das causas que contribui com a lesão na tíbia mais do que o aumento das forças. Não foi possível determinar corretamente as tensões deformações, a simulação realizada foi útil para revelar o modo de carregamento da tíbia corrida. Para entender melhor os possíveis mecanismos de fratura na tíbia o aprofundamento desta pesquisa é essencial, uma vez que é preciso dar continuidade à análise da determinação da carga sobre a tíbia durante a corrida, verificando os dados das forças e o impacto das tensões máximas e deformações em condições de contorno mais realistas.

- [1] M. Franklyn and B. Oakes, "Aetiology and mechanisms of injury in medial tibial stress syndrome: Current and future developments," *World Journal of Orthopedics*, vol. 6, no. 8. Baishideng Publishing Group Co, pp. 577–589, 2015, doi: 10.5312/wjo.v6.i8.577.
- [2] W. A. Romani, J. H. Gieck, D. H. Perrin, E. N. Saliba, and D. M. Kahler, "Mechanisms and management of stress fractures in physically active persons," *J. Athl. Train.*, vol. 37, no. 3, pp. 306–314, 2002.
- [3] A. de Paiva Luciano, N. F. Filho, F. Adami, and L. C. de Abreu, "Segmental Stress Fracture of Tibia in Recreational Running: A Case Report," *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 48, no. 6, pp. 574–577, Nov. 2013, doi: 10.1016/j.rboe.2013.12.008.
- [4] P. E. Cosculluela and P. C. McCulloch, "Anterior Tibial Stress Fractures: Intramedullary Nail vs Anterior Tension Band Plating," *Oper. Tech. Sports Med.*, vol. 25, no. 2, pp. 67–74, 2017, doi: 10.1053/j.otsm.2017.03.003.
- [5] M. B. Pohl, I. S. Davis, and J. Hamill, "Prospective Study of Kinetic Factors Associated with Tibial Stress Fractures in Runners," in *American Society of Biomechanics Annual Meeting 2007*, 2007.
- [6] S. L. Delp *et al.*, "OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, vol. 54, no. 11, 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [7] C. A. Fukuchi, R. K. Fukuchi, and M. Duarte, "A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals," *PeerJ*, vol. 6, no. 4, p. e4640, Apr. 2018, doi: 10.7717/peerj.4640.
- [8] K. M. Moerman, "GIBBON: The Geometry and Image-Based Bioengineering add-On," *J. Open Source Softw.*, vol. 3, no. 22, p. 506, 2018, doi: 10.21105/joss.00506.
- [9] M. Sreenivasa and D. Gonzalez-Alvarado, "High-resolution computer meshes of the lower body bones of an adult human female derived from CT images," pp. 1–8, 2018, doi: 10.5281/zenodo.889060.
- [10] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, and A. I. Hussein, "Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 20, pp. 119–143, 2018, doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139.
- [11] M. E. Kersh, S. Martelli, R. Zebaze, E. Seeman, and M. G. Pandy, "Mechanical Loading of the Femoral Neck in Human Locomotion," *J. Bone Miner. Res.*, vol. 33, no. 11, pp. 1999–2006, Nov. 2018, doi: 10.1002/jbmr.3529.
- [12] J. McDonnell, K. A. Zwetsloot, J. Houmar, and P. DeVita, "Skipping has lower knee joint contact forces and higher metabolic cost compared to running," *Gait Posture*, vol. 70, no. September 2018, pp. 414–419, 2019, doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.03.028.
- [13] M. I. V. Orselli, "Estimativas das forças musculares em seres humanos durante o andar," Universidade de São Paulo, 2014.