



Artigo Original

Comparação da resistência mecânica pela osteossíntese com placas fixadas nas posições lateral e posterior em fraturas Danis-Weber B.: estudo experimental

Bruna Buscharino,^{1,*} Rafael Gioso Moretti,¹ José Octavio Soares Hungria,²
Ralph Walter Christian,³ Marcelo Mercadante,⁴ Fábio Raia,⁵ Hélio Pekelman⁶

¹Médico(a) Residente do 3º ano, Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil.

²Doutorado; Médico, Primeiro Assistente do Grupo do Trauma do Hospital Central da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil.

³Doutorado; Médico, Primeiro Assistente e Chefe do Grupo do Trauma do Hospital Central da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil; Professor-Instrutor do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil.

⁴Doutorado; Médico, Chefe-Adjunto de Clínica do Grupo do Trauma do Hospital Central da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil; Professor-Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, São Paulo, Brasil.

⁵Engenheiro; Doutorado; Professor, Segundo Assistente do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, Brasil.

⁶Engenheiro; Mestrado; Professor, Primeiro Assistente do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, Brasil.

Trabalho feito no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de São Paulo, Pavilhão Fernandinho Simonsen, São Paulo, Brasil.

INFORMAÇÃO SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 26 de abril de 2012

Aceito em 11 de setembro de 2012

Palavras-chave:

Fratura da tíbia

Fíbula

Traumatismos do tornozelo

Placas ósseas

Osteossíntese

Estudo comparativo

Estudo biomecânico

R E S U M O

Objetivo: Comparar a resistência mecânica da fixação do maléolo lateral do tornozelo com placa em posição lateral ou posterior com o maléolo em modelos de fíbula sintética, com simulação de fraturas tipo B de Danis-Weber. **Método:** A simulação da fratura em 16 fíbulas sintéticas (Synbone®) foi feita por corte oblíquo com serra oscilatória de 1 mm. Em oito modelos, a falha foi fixada por placa de neutralização (posição lateral); as demais por placa anticisalhante (posição posterior). Em seguida instalamos um extensômetro no centro de cada placa, visando a mensurar a deformação determinada pelas forças em supinação produzidas durante experimento na bancada nos dois grupos. Outro ensaio foi produzido com força de rotação externa sobre o implante. **Resultados:** O grupo com osteossíntese de neutralização sofreu deformação maior aos esforços em supinação quando comparado com o grupo com placa anticisalhante, porém sem significância estatística. Nos ensaios com força em rotação externa houve significância estatística em favor da eficiência das placas posteriores ($p < 0,05$). **Conclusão:** A osteossíntese com placa anticisalhante em modelos que simulam fraturas tipo B do maléolo lateral do tornozelo é mais resistente do que a placa de neutralização quando submetidas às forças em rotação externa.

© 2013 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado pela Elsevier Editora Ltda. Todos os direitos reservados.

*Autor para correspondência: Rua Dr. Cesareo Motta Jr, 112, Pavilhão Fernandinho Simonsen, Sala do Grupo do Trauma.

E-mail: buscharino@hotmail.com

Biomechanical study: resistance comparison of posterior antiglide plate and lateral plate on synthetic bone models simulating Danis-Weber B malleolar fractures

A B S T R A C T

Keywords:

Tibial fractures
Fibula
Ankle injuries
Bone plates
Osteosyntheses
Biomechanical study
Comparative study

Objective: The purpose of this study was to compare two different positions of the plate: lateral plating and posterior antiglide plating in lateral malleolar Danis-Weber B fractures on synthetic bone. **Methods:** Short oblique fractures of distal fibula at the level of the syndesmosys were simulated with a fibular osteotomy, in sixteen synthetic fibula bones (Synbone®). Eight fractures were fixed with lateral plating associated to an independent lag screw and the other eight were fixed with a posterior antiglide plating with a lag screw through the plate. A strain gage was installed at the center of each plate at the osteotomy site. Supination and external rotation forces were applied to each model of the two groups on the bend. **Results:** The lateral position plate group suffered more deformation in supination forces compared to the group with posterior antiglide plate, but without statistical significance. In the tests with external rotation forces, the posterior antiglide plating group showed statistically more resistance ($p < 0.05$). **Conclusion:** The osteosynthesis with posterior antiglide plate models simulating type B fractures of the lateral malleolus of the ankle is more resistant than the neutralization plate, when subjected to external rotation forces.

© 2013 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. All rights reserved.

Introdução

As fraturas do tornozelo têm incidência crescente. Estudos mostram que sua frequência nos idosos dobrou nos últimos 40 anos.¹ Dentre os esportistas, profissionais ou amadores, também aumentou a frequência. Por causa da sua situação e característica, o tornozelo está sujeito a vários traumatismos, sendo sua fratura a mais frequente nas articulações de carga.² Fatores de risco para as fraturas do tornozelo foram elucidados por meio de análises complementares dos casos.³⁻⁵ A maioria consiste em fraturas maleolares isoladas, que representam dois terços de todas as fraturas do tornozelo; um quarto dos pacientes apresenta fraturas dos dois maléolos; os 7% restantes apresentam fraturas bimaléolares com terceiro fragmento posterior. As fraturas expostas são raras e totalizam apenas 2% de todas as fraturas do tornozelo.⁶

Em vários estudos, a importância de redução anatômica e fixação rígida dessas fraturas tem sido enfatizada para obter restituição funcional completa.^{2,7-9} As fraturas do tipo B de Danis-Weber, adotadas pelo grupo AO, são as mais frequentes.^{10,11} Há diversas maneiras propostas na literatura a fim de estabilizar esse tipo de fratura: parafuso interfragmentário único, parafusos interfragmentários associados, bandas de tensão, haste ou fio intramedular, parafuso intramedular ou apoio de placas e parafusos.^{10,12-14} Dentro dessa última opção, há formas variadas de instalar o material de síntese. A discussão mais comum gira em torno de duas montagens espaciais: placa terço-tubular de neutralização lateral associada a parafuso interfragmentário independente por fora da placa versus placa posterolateral anticisalhante com parafuso interfragmentário através da placa.¹⁵

Diversos pesquisadores fizeram ensaios para comparar essas duas técnicas com o uso de placas e parafusos. Alguns usam séries de casos, agrupando-os pelas técnicas

empregadas,^{12,16} enquanto outros fazem estudos biomecânicos com ossos de cadáveres.^{9,14} Indicam-se as várias vantagens da montagem posterior sobre a lateral: possibilidade do posicionamento intra-articular dos parafusos distais quando a opção foi a orientação lateral,^{17,18} maior frequência de deiscência da ferida operatória com a técnica lateral,¹⁶ maior resistência da montagem posterior¹⁷ e maior frequência no relato de satisfação dos pacientes com a montagem da placa na posição posterior.¹⁹

Diversos argumentos são favoráveis à montagem da placa disposta posteriormente nas fraturas do tornozelo e esses nos motivaram a comprovar essas supostas vantagens. Nosso estudo analisa quantitativamente a diferença na eficiência mecânica obtida com as diferentes disposições na osteossíntese do maléolo lateral do tornozelo.

Objetivo

Comparar, em modelos simulando fraturas tipo B de Danis-Weber, a resistência mecânica da osteossíntese com parafuso interfragmentário e placas lateral ou posterior, submetidos a estresses em supinação e rotação externa..

Material e métodos

Este estudo fez uso de modelos anatômicos de fíbula sintéticas que simulam o formato e as características ósseas de fíbula humanas (Synbone®).²⁰ Foram usadas 16 fíbula, todas de mesmo tamanho e mesma densidade, que foram submetidas à simulação de uma fratura tipo B de Danis-Weber. Para isso, foram feitos cortes oblíquos, da cortical anterior para posterior, na altura da articulação tíbio-talar de cada modelo, com o uso de uma serra oscilatória com lâmina de 1,0 mm de espessura (Fig.1).

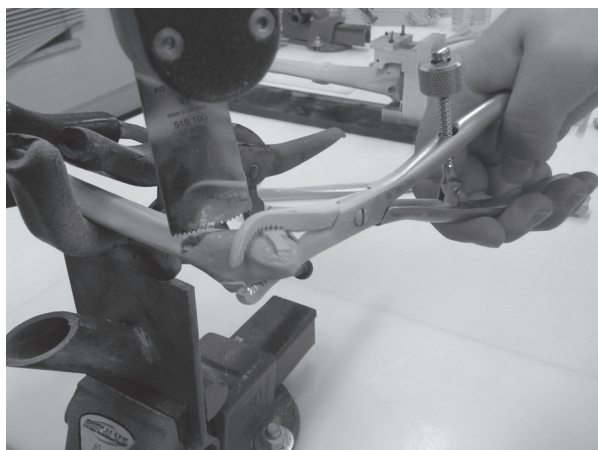


Fig. 1 - Fíbula direita sintética submetida à simulação da fratura, usando-se uma serra de 1,0mm de espessura.

As fíbulas foram então divididas em dois grupos: Grupo 1, cuja falha foi fixada com um parafuso interfragmentário associado a uma placa terço-tubular (3,5 mm) de seis furos, com seis parafusos corticais, usada como neutralização, na superfície lateral da fíbula (placa lateral); e Grupo 2, cuja falha foi fixada com um parafuso interfragmentário através de uma placa terço-tubular (3,5 mm) de quatro furos com mais três parafusos corticais, na superfície posterior da fíbula (placa posterior anticisalhante) (Figs. 2A e 2B).

Após a fixação dos dois grupos, foi instalado um extensômetro (strain gage) no centro de cada placa (Fig. 2C). Esse dispositivo foi capaz de mensurar pequenas variações na tensão e comprimento de superfície e serviu para medir a deformação no centro da placa, a fim de inferir a deformação das montagens em relação às forças deformantes.

O primeiro ensaio experimental foi feito com as fíbulas do Grupo 1 (placa lateral). Cada uma foi colocada num aparelho de estabilização, junto com sua tíbia também sintética, para ser, em seguida, submetida a forças flexoras (simulando esforço em supinação), de 5 até 60 Kgf, com aumento da carga a cada 5 Kgf, progressivamente. Os dados foram aquiridos pelo condicionador ADS 500 da Lynx Tecnologia e a análise dos dados foi feita pelos softwares Linx AqDados® e Linx AqDAnalysis®. A seguir, foi feito o mesmo ensaio para as fíbulas do Grupo 2 (placa posterior) (Figs. 3A e 3B).

O segundo ensaio experimental foi feito com um mandril conectado à extremidade distal da fíbula, o que permitiu a aplicação de força torcional (simulação de esforço em rotação externa) até 30 graus de torção, em passos de 5 graus. A mensuração da deformação das osteossínteses foi feita com os mesmos softwares e extensômetros. Primeiramente foi feito o ensaio com o Grupo 1 e a seguir com o Grupo 2 (Fig. 3C).

Os dados adquiridos pelos programas foram então submetidos a análises gráfica e estatística, com o uso do teste t de Student para duas amostras não pareadas. Para as análises, foram usados o software Microsoft Office Excel® e o portal OpenEpi.²¹

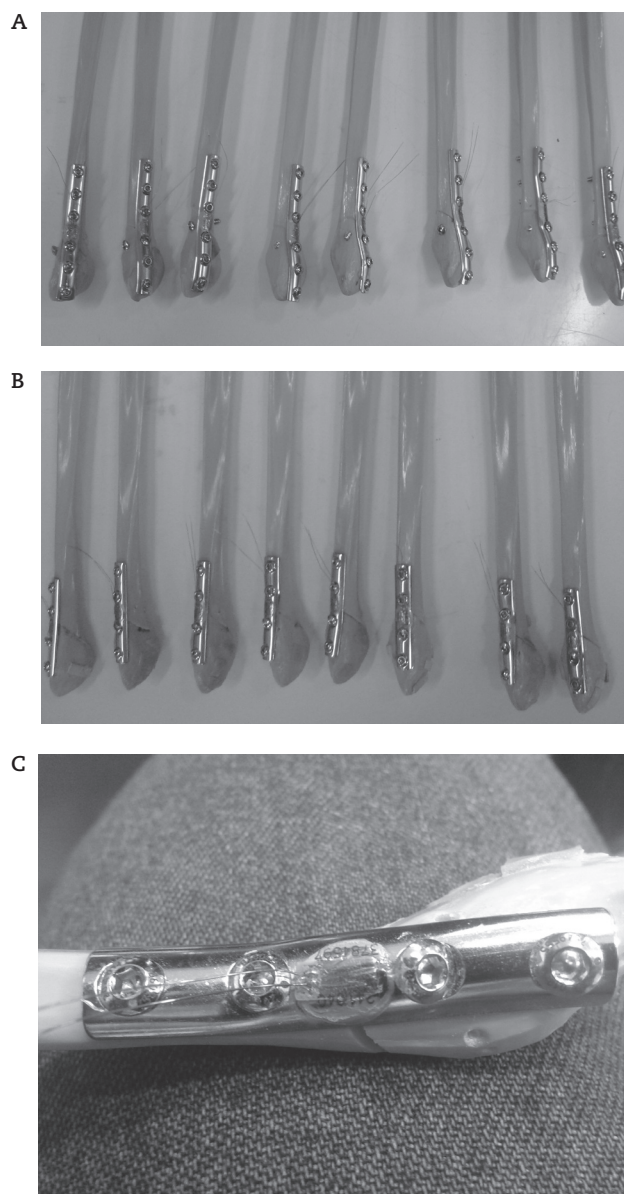


Fig. 2 - Fíbulas direitas sintéticas. (A) fixação com placas laterais de seis furos. (B) fixação com placas posteriores de quatro furos. Podem ser observados os pequenos eletrodos afixados às placas em ambos os grupos. (C) extensômetro usado para aferir a deformação no centro das placas.



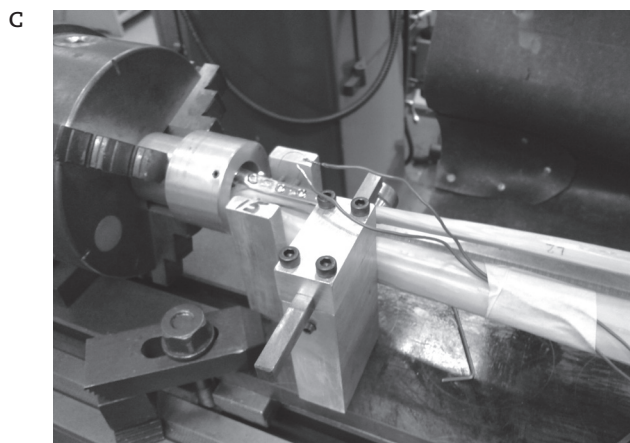
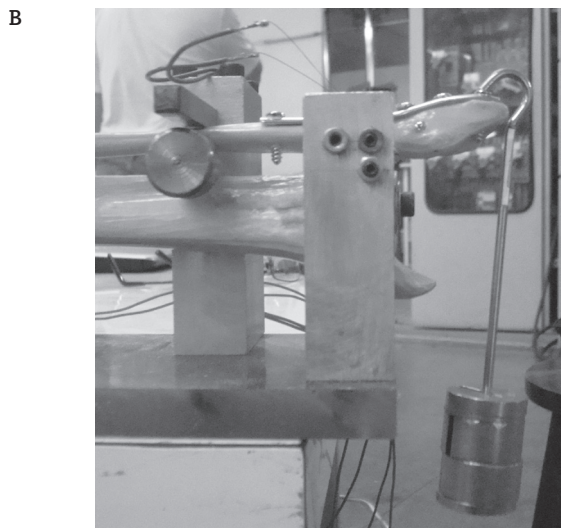


Fig. 3 - Ilustrações dos ensaios. (A) equipamento usado para aquisição e análise dos dados. (B) peso aplicado sobre a fíbula, com simulação de esforço de supinação. (C) fíbula inserida no mandril usado para aplicar forças torcionais.

Resultados

As deformações aferidas pelos aparelhos empregados foram mensuradas em milistrains, unidades micrométricas de deformação por superfície, e não foram acompanhadas de deformação macroscópica, na sua imensa maioria (Fig. 4). Em cada grupo, um espécime apresentou fadiga e deformação plástica da montagem, o que alterou a aferência das microdeformações por parte dos extensômetros, e esses dados foram excluídos das análises gráfica e estatística.

As mensurações obtidas pelos extensômetros foram tabuladas por meio dos softwares citados e em seguida foram convertidas em gráficos. A Tabela 1 exemplifica os dados obtidos no primeiro ensaio e mostra as deformações sofridas pelo Grupo 1 (placa lateral).

A Fig. 5 demonstra a conversão da Tabela 1, que foi feita com forças em supinação de 5 a 60 kg. Da mesma forma foi obtida

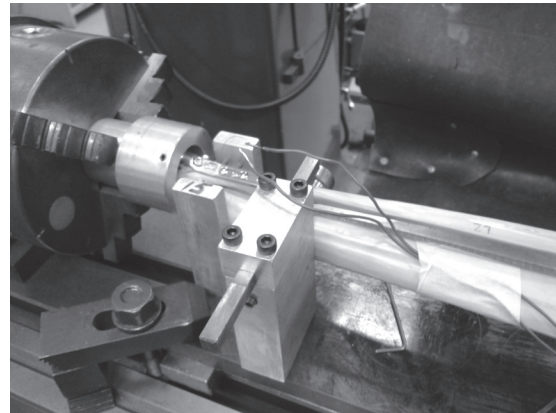
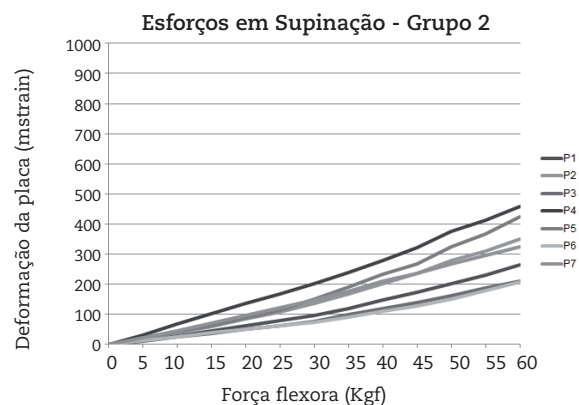
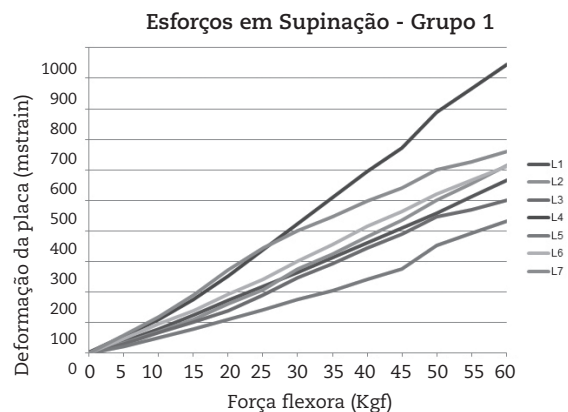


Fig. 4 - Exemplo de resultado adquirido pelo software Linx AqDAnalysis©; deformação em milistrain (no eixo vertical) pelo tempo decorrido do ensaio (horizontal); cada platô representa um grau de força aplicada; nota-se retorno ao estado inicial, após cessação das forças deformantes.

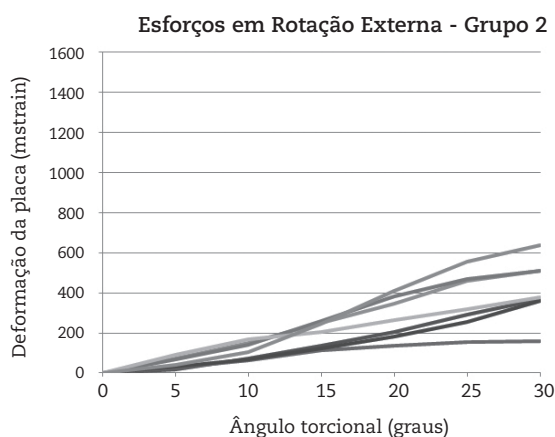
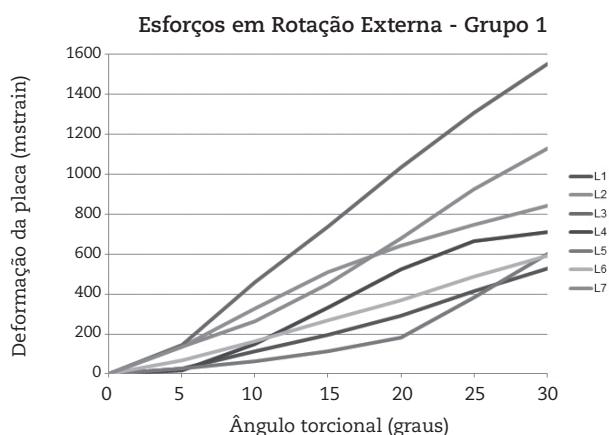


Figs. 5 e 6 - Deformação das placas do Grupo 1 e 2, respectivamente, no primeiro ensaio, em função da força deformante em supinação.

a Fig. 6, também em supinação, com os espécimes do Grupo 2 (placa posterior). As Figs. 7 e 8 apresentam os dados obtidos nos ensaios em rotação externa: a Fig. 7 representa os dados do Grupo 1 (placa lateral) e a Fig. 8 representa os dados do Grupo 2 (placa posterior). Os gráficos estão apresentados pareados para promover análise visual dos resultados.

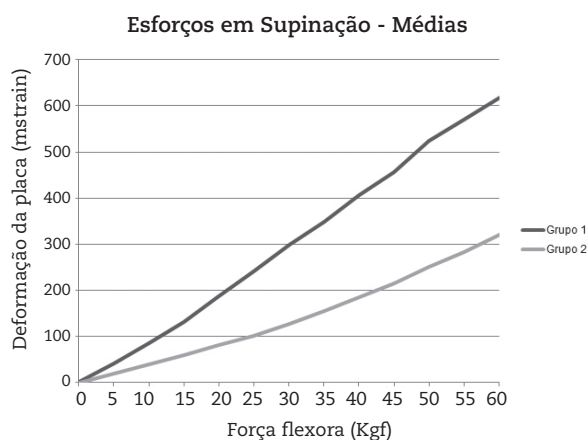
Tabela 1 - Deformações aferidas (em milistrains) pelos espécimes do grupo 1 no primeiro ensaio, pela força deformante (em Kgf).

Força aplicada (kgf)	Espécimes do Grupo 1						
	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
0	0,813333	1,3	0,956667	2,26	1,17	0,31	1,11
5	39,82	32,99333	31,96	56,68333	24,00333	48,10667	60,50333
10	79,96333	71,61667	67,64	110,2833	50,81	95,45667	119,9167
15	123,91	110,2467	101,64	177,42	78,77	140,2967	191,5367
20	172,25	162,8	140,11	254,6367	111,78	192,67	274,2533
25	218,2167	208,3167	189,4833	339,1033	141,8667	242,5633	343,0733
30	265,2767	275,82	247,8233	423,4933	175,5633	301,6667	401,0767
35	313,6733	325,4067	292,1033	508,6867	205,9133	354,53	446,0467
40	361,0567	382,18	345,1033	595,6067	242,1767	416,1867	498,4333
45	410,1833	435,92	390,4233	672,4967	276,8467	463,7233	542,0567
50	458,99	502,17	446,6667	788,63	354,4067	520,0433	599,9633
55	513,81	556,0233	470,3467	866,1567	392,7867	566,25	627,1333
60	566,2133	615,6767	500,4933	944,9733	432,4967	611,29	661,1167



Para cada grupo, foi traçada a média das deformações apresentadas pelos espécimes, em cada ensaio. Esses resultados estão apresentados nas Figs. 9 e 10, submetidos a cálculos estatísticos para interpretação.

Assim, analisando os gráficos, visualizamos que as montagens do Grupo 1 (placa lateral), em média, sofreram maior microdeformação ao ser submetidas aos esforços em supinação quando comparadas às montagens do Grupo 2 (placa posterior), mas não houve significância estatística ($p = 0,25$). No ensaio que simulou esforços em rotação externa, o Grupo 2 mostrou-se mais homogêneo e deformou-se menos, em média, do que os espécimes do Grupo 1, com significância estatística entre os resultados neste ensaio ($p = 0,04$).



Figs. 7 e 8 - Deformação das placas do Grupo 1 e 2, respectivamente, no segundo ensaio, em função do ângulo deformante com força torcional.

Fig. 9 - Média das deformações dos Grupos 1 e 2 no primeiro ensaio, em função da força deformante ($p = 0,25$).

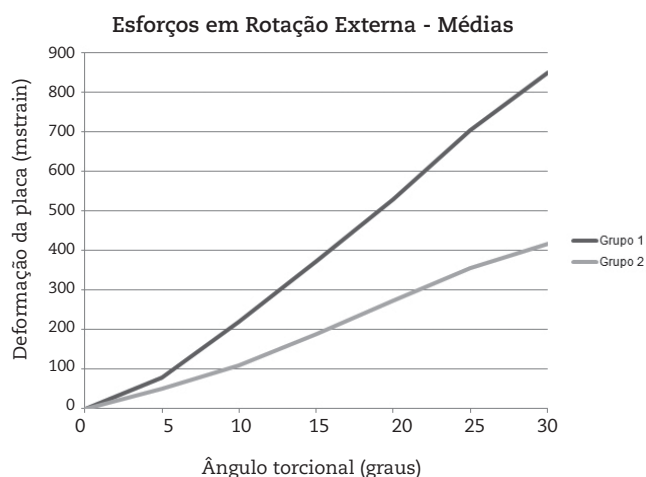


Fig. 10 - Média das deformações dos Grupos 1 e 2 no segundo ensaio, em função do ângulo deformante ($p = 0,04$).

Discussão

Várias técnicas têm sido descritas para o tratamento cirúrgico das fraturas do maléolo lateral. Alguns autores sugerem o uso de placas e parafusos como os métodos com maior estabilidade.⁴ Dentre as conhecidas montagens para esse fim, duas são extensamente estudadas: o implante da placa nas posições lateral e posterior. Schaffer e Manoli⁹, num estudo biomecânico, submeteram pernas de cadáveres a mecanismos torcionais para provocar a fratura maleolar. As fíbula foram em seguida fixadas com os dois tipos de montagens e novamente submetidas a forças torcionais. Nesse estudo, demonstrou-se maior estabilidade e rigidez da montagem posterior em relação à lateral, com significância estatística. Esse estudo demonstrou também que a falha do sistema de fixação se dá por fadiga do material de síntese em ossos mais rígidos e por soltura ou arrancamento dos parafusos nos ossos mais frágeis, menos densos. Outro estudo¹⁶ demonstrou a necessidade de menor quantidade de parafusos na placa posterior e sugeriu ser mais estável em virtude de todos os parafusos serem bicorticais, ao passo que na montagem lateral os parafusos mais distais são obrigatoriamente unicorticais para não se posicionar intra-articularmente. Além disso, a montagem posterior necessita de menor deformação da placa para moldagem ao osso.

Alguns estudos usam protocolos para avaliação da satisfação pós-operatória e para contabilizar resultados positivos e negativos. Tucci Neto et al.²² observaram menor taxa de desconforto pós-operatório nos pacientes com placa posterior. Brown et al.²³ demonstraram altas taxas de dor relacionadas ao material de implante, independentemente da disposição. Contudo, é sabido que o implante apostado à cortical lateral provoca saliência da placa na pele e pode trazer maiores riscos de isquemia ou deiscência local.¹⁶

Os trabalhos biomecânicos levantados usaram forças torcionais para provocar fraturas em tornozelos de cadáveres

ou simularam-nas com serra.^{9,14} Usamos fíbula sintéticas, idênticas entre si em tamanho e densidade, com o objetivo de homogeneizar as amostras para o ensaio. De fabricação suíça, esses ossos sintéticos são usados em todo o mundo em oficinas, workshops ortopédicos e laboratórios de treino de habilidades. São fabricadas em resina de poliuretano, com trabeculado interior que simula osso esponjoso e camadas externas rígidas que simulam osso cortical. Testes demonstraram que esses ossos fraturam-se de maneira muito similar a ossos naturais quanto submetidos a estresses, simulando as propriedades mecânicas de ossos humanos.²⁰

Nossos espécimes tinham falhas de 1 mm nos traços de fraturas, geradas pela serra na produção das fraturas do maléolo lateral. Essa “perda óssea” prejudicou a redução anatômica da falha, visto localizar-se em uma região não cilíndrica da fíbula. Mesmo com esse inconveniente, a maioria dos espécimes comportou-se de maneira estável ao ser submetida às forças deformantes e voltou ao estado de tensão inicial ao cessarem as forças, o que sugere que a imperfeição da redução não interferiu nos resultados obtidos.

A deformação plástica apresentada por um espécime de cada grupo deveu-se à instalação incorreta do mandril encarregado de produzir o estresse torcional sobre as placas.

Os estudos aplicados neste trabalho não compararam os valores obtidos no primeiro ensaio com os do segundo, visto que não foram aplicadas as mesmas unidades (quilograma-força no primeiro e graus no segundo) nem há evidências na literatura que apontem que uma montagem deve proteger mais os esforços em supinação do que os de rotação externa, ou vice-versa, uma vez que ambos ocorrem aleatoriamente juntos ou isolados em um eventual trauma.

Estudos estatísticos apontam que um grau de liberdade maior (maior amostragem) poderia minimizar as variações nos resultados obtidos, diminuir o desvio-padrão e aumentar a confiabilidade estatística dos resultados.²¹

Não fizemos ensaio clínico, de modo que não podemos inferir quanto à satisfação e/ou complicações inerentes aos métodos aplicados o que restringiu os resultados à análise mecânica das aplicações.

Na nossa opinião, sugerimos o uso da fixação com a placa na posição posterior nos pacientes com estoque ósseo menor, no intuito de oferecer maior rigidez à montagem. E recomenda-se considerar individualmente cada caso apresentado ao cirurgião e somar subsídios clínicos, biológicos e sociais, além dos fatores mecânicos, ao argumentar sobre a estratégia de tratamento proposta.

Conclusão

Da análise dos nossos resultados, podemos concluir que, quando submetidas a forças de flexão (com simulação de supinação), não existe diferença estatisticamente significativa entre as montagens com placa posterior ou lateral na fixação de fraturas do tornozelo tipo B de Danis-Weber e que quando submetidas a forças de torção (com simulação de rotação externa), a montagem com placa posterior mostrou-se estatisticamente mais rígida do que a montagem com placa lateral.

R E F E R Ê N C I A S

1. Bengner U, Johnell O, Redlung-Johnell I. Epidemiology of ankle fracture 1950 and 1980: increasing incidence in elderly women. *Acta Orthop Scand*. 1986;57(1):35-7.
2. Santin RAL, Araújo LHB, Hungria Neto JS. Tratamento cirúrgico das fraturas maleolares tipo B de Danis-Weber: avaliação de resultados. *Rev Bras Ortop*. 2000;35(9):347-51.
3. Pankovich AM. Fractures of the fibula proximal to the distal tibiofibular syndesmosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1978;60(2):221-9.
4. Baptista MV, Costa ARF, Jimenes Júnior N, Pegoraro M, Santos RDT, Pimenta LSM. Tratamento cirúrgico das fraturas maleolares do tornozelo no adulto: análise do resultado em 70 adultos. *Rev Bras Ortop*. 1996;31(9):745-8.
5. Scott AM. Diagnosis and treatment of ankle fractures. *Radiol Technol*. 2010;81(5):457-75.
6. Marsh JL, Saltzman CL. Fraturas do tornozelo. In: Rockwood e Green: fraturas em adultos. 5a. ed. São Paulo: Manole; 2006.
7. Yablon IG, Heller FG, Shouse, L. The key role of the lateral malleolus in displaced fractures of the ankle. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(2):169-73.
8. Mitchell WG, Shaftan GW, Sclafani SJA. Mandatory open reduction: its role in displaced ankle fractures. *J Trauma*. 1979;19(8):602-15.
9. Schaffer JJ, Manoli A. The antiglide plate for distal fibular fixation: a biomechanical comparison with fixation with a lateral plate. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(4):596-604.
10. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual of internal fixation. New York: Springer; 1991.
11. Kennedy JG, Johnson SM, Collins AL, DalloVedora P, McManus WF, Hynes DM, et al. An evaluation of the Weber classification of ankle fractures. *Injury*. 1998;29(8):577-80.
12. Velez NM, Moreno AS, Martínez OS, Gutiérrez EJ. Posterior antiglide plate vs lateral plate to treat Weber type B ankle fractures. *Acta Ortop Mex*. 2004;18(Suppl. 1): S39-S44.
13. Bankston AB, Anderson LD, Nimityongskul P. Intramedullary screw fixation of lateral malleolus fractures. *Foot Ankle Int*. 1994;15(11):599-607.
14. Minihane KP, Lee CBS, Ahn C, Zhang L, Merk BR. Comparison of lateral locking plate and antiglide plate for fixation of distal fibular fractures in osteoporotic bone: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2006;20(8):562-6.
15. Brunner CF, Weber BG. The anti-glide plate. In: Special techniques in internal fixation. New York: Springer-Verlag, 1982; p. 115-33.
16. Lamontagne J, Blachut PA, Broekhuysen HM, O'Brien PJ, Meek RN. Surgical treatment of a displaced lateral malleolus fracture: the antiglide technique versus lateral plate fixation. *J Orthop Trauma*. 2002;16(7):498-502.
17. Ostrum RF. Posterior plating of displaced Weber B fibula fractures. *J Orthop Trauma*. 1996;10(3):199-203.
18. Treadwell JR, Fallat LM. The antiglide plate for the Danis-Weber type-B fibular fracture: a review of 71 cases. *J Foot Ankle Surg*. 1993;32(6):573-9.
19. Winkler B, Weber BG, Simpson LA. The dorsal antiglide plate in treatment of Danis-Weber type B fractures of the distal fibula. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;(259):204-9.
20. Synbone AG. Statement artificial vs. human bones, 2007. Disponível em www.synbone.ch. (acessado em 18 ago. 2011).
21. Box JF. Guinness, Gosset, Fisher, and small samples. *Statistical Science*;1987.
22. Tucci Neto C, Fernandes HGA, Neto PFT, Reis FB, Faloppa F. Tratamento de fraturas do tornozelo tipo Danis-Weber B com placa antideslizante póstero-lateral. *Rev Bras Ortop*. 2003;38(6):320-8.
23. Brown OL, Dirschl DR, Obrebsky WT. Incidence of hardware-related pain and its effect on functional outcomes after open reduction and internal fixation of ankle fractures. *J Orthop Trauma*. 2001;15(4):271-4.