


Comportamento biomecânico de dois tipos de fixação usados como suporte na fratura do platô tibial lateral do tipo I de Schatzker

Plate-screw and screw-washer stability in a Schatzker type-I lateral tibial plateau fracture: a comparative biomechanical study

VINCENZO GIORDANO, TCBC-RJ^{1,2} , WILLIAM DIAS BELANGERO^{3,4}; BRENNÓ DE ARAÚJO SÁ¹; DANIELA RIVAS¹; DANILO SOUTO¹; EDUARDO PORTNOI¹; JOSÉ RICARDO MARIOLANI⁴; HILTON AUGUSTO KOCH⁵.

R E S U M O

O objetivo do estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de dois tipos de fixação: placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos, não bloqueada com parafuso de 3,5mm e parafuso cortical de 4,5mm com arruela, ambos posicionados no vértice de fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker. Dezesesseis tíbias sintéticas foram utilizadas para criar uma fratura por cisalhamento na face ântero-lateral do platô tibial (tipo I de Schatzker). Oito modelos foram fixados com placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos não bloqueada com parafuso de 3,5mm, inserido 1,0mm distal ao vértice da fratura (construção placa-parafuso), e oito modelos foram fixados com parafuso cortical de 4,5mm com arruela, inserido 1,0mm distal ao vértice da fratura (construção parafuso-arruela). Os modelos foram testados em compressão axial até o início da falha mecânica na interface construção-osso, com taxa de deformação constante de 5,0mm/min. A rigidez variou de 311,83 N/mm a 199,54 N/mm, com média + DP de 260,32 + 33,8 N/mm nos modelos da construção placa-parafuso, e de 290,34 N/mm a 99,16 N/mm, com média + DP de 220,46 + 63,12 N/mm nos modelos da construção parafuso-arruela. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,172$). A utilização de placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos não bloqueada com parafuso de 3,5mm ou de parafuso cortical de 4,5mm com arruela, posicionados no vértice da fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker, apresenta rigidez similar na prevenção do desvio axial da fratura.

Palavras chave: Platô Tibial. Estudo Biomecânico. Técnicas de Fixação.

INTRODUÇÃO

Aproximadamente entre 40 e 45% de todas as fraturas do platô tibial apresentam padrão de cisalhamento lateral¹⁻³. Nessa distribuição demográfica, a fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker é muito menos comum, sendo responsável por apenas 3,5 a 9% dessas lesões¹⁻³. Esse tipo particular de fratura do platô tibial é geralmente observado na população mais jovem, principalmente devido a um osso esponjoso mais denso que resiste à impacção⁴. Em geral, esses pacientes sofrem acidentes de trânsito e lesões esportivas, que causam combinação de forças de carga axial e valgo, levando a cisalhamento do côndilo tibial lateral^{2,5}. Normalmente, o joelho encontra-se estendido ou semi-estendido, produzindo fragmento ântero-lateral (AL) muito mais comum do que um póstero-lateral¹.

Em geral, a fratura do platô tibial AL com padrão

de cisalhamento puro é tratada por redução anatômica e fixação interna percutânea ou minimamente invasiva com dois parafusos de tração de 6,5mm esponjosos ou 7,0mm canulados^{4,6-8}. Como alternativa, podem ser utilizados um parafuso esponjoso de 6,5mm de rosca parcial e outro de rosca total⁹. Alguns autores recomendam o uso de placa de suporte AL ou parafuso com arruela colocados no vértice da fratura para evitar desvio axial, principalmente quando traço longo de fratura é identificado ou há cominuição em base metafisária^{4,7,8,10}. No entanto, até onde sabemos, o efeito anticisalhante tanto da placa quanto do parafuso com arruela na fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker ainda não foi investigado biomecanicamente.

Nossa hipótese foi que a construção utilizando placa no vértice da fratura proporcionaria construção mais rígida para a fixação de fratura do platô tibial AL Schatzker tipo I (Kfuri-Schatzker tipo I A). O objetivo

1 - Hospital Municipal Miguel Couto, Serviço de Ortopedia e Traumatologia Prof. Nova Monteiro - Rio de Janeiro - RJ - Brasil 2 - Clínica São Vicente, Rede D'or São Luiz, Ortopedia - Rio de Janeiro - RJ - Brasil 3 - Faculdade de Ciências Médicas, Universidade de Campinas (UNICAMP), Departamento de Ortopedia - Campinas - SP - Brasil 4 - Faculdade de Ciências Médicas, Universidade de Campinas (UNICAMP), Laboratório de Biomateriais em Ortopedia (LABIMO) - Campinas - SP - Brasil 5 - Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Departamento de Radiologia - Rio de Janeiro - RJ - Brasil

deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos não bloqueada com parafusos de 3,5mm e de parafuso cortical de 4,5mm com arruela aplicados ao vértice ântero-lateral de uma fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker sob cargas constantes geradas na interface implante-osso.

MÉTODOS

Preparo da fratura ântero-lateral do platô tibial

Dezesseis tíbias direitas sintéticas (Modelo 64177, Nacional Ossos, Brasil) de um mesmo lote foram utilizadas para criar fratura em cisalhamento no quadrante anterior da região lateral do platô tibial (Schatzker tipo-I / Kfuri-Schatzker tipo I A)^{11,12}. A linha de fratura foi traçada tomando com base o estudo tomográfico tridimensional de Chen *et al.*, que demonstraram angulação média $145,92^\circ \pm 16,06^\circ$ no traço AL da fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker¹. O corte da fratura foi realizado com serra oscilatória, iniciando-se na superfície articular e terminando na face ântero-lateral da tíbia sintética, produzindo-se traço de fratura de 145° (Figura 1).

A fratura foi reduzida sob visão direta e mantida em posição com uma pinça grande de pontas. A fratura foi fixada com dois parafusos de esponjosa de 6.5mm, com rosca de 32mm, e arruelas na técnica de compressão interfragmentar. Os parafusos foram posicionados de lateral para medial, paralelos à superfície articular, entrando a cinco milímetros da margem articular lateral do platô tibial. Suporte anticisalhante foi realizado no vértice da fratura em todos os modelos. Oito modelos tiveram essa fixação realizada com uma placa não bloqueada de compressão dinâmica (DCP) de pequenos fragmentos de dois orifícios com parafuso de cortical de 3,5mm inserido a 1,0mm distal ao vértice da fratura (montagem placa-parafuso) e oito modelos tiveram a fixação realizada com parafuso cortical de 4,5mm com arruela inserido a 1,0mm distal ao vértice da fratura (montagem parafuso-arruela). Todos os implantes (placas, parafusos e arruelas) foram da empresa Ortosintese (Jaraguá, Brasil). As placas foram modeladas para adaptarem-se adequadamente à superfície metafisária ântero-lateral do platô tibial. Imagens de radioscopia nas incidências ântero-posterior

(AP) e lateral foram obtidas de todos os modelos após o término das montagens para verificação da correta posição dos implantes (Figura 2).

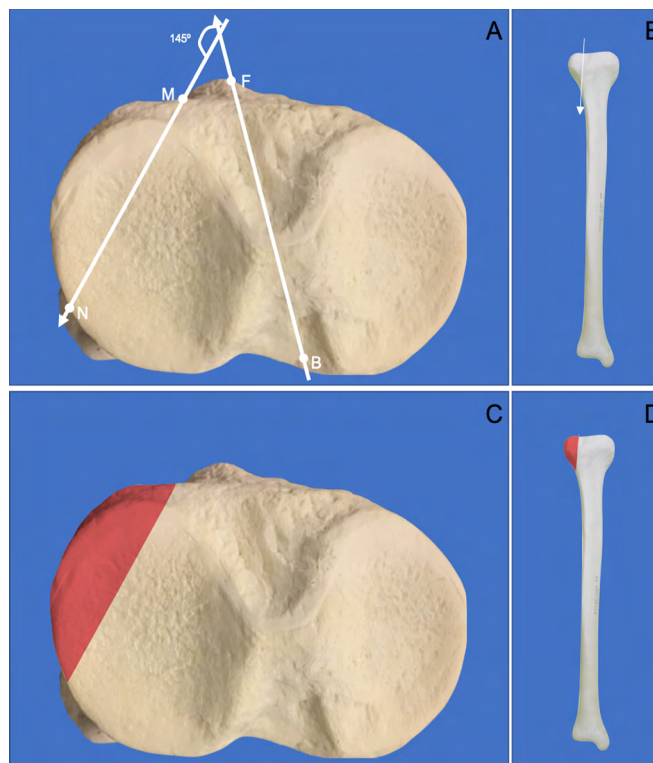


Figura 1. A, visão axial do platô tibial direito. A linha de fratura com angulação de 145° foi traçada pela mensuração do ângulo entre BF e a maior linha de fratura MN, onde B é o ponto médio da inserção do ligamento cruzado posterior e F representa o terço medial do tubérculo tibial. BF foi usado como linha de referência para determinar o traço de fratura usado no experimento; B, visão frontal do platô tibial direito. A linha de fratura reproduz um padrão morfológico AL tipo I de Schatzker (tipo I A de Kfuri-Schatzker); C e D, visões axial e frontal do platô tibial, mostrando o padrão da fratura usada no experimento (em vermelho).

Os modelos foram cortados distalmente para ficarem com comprimento total de 250mm de modo a permitir ajuste à máquina de ensaios mecânicos.

Ensaio mecânico

Os ensaios mecânicos foram realizados na LABIMO (Laboratório de Biomateriais em Ortopedia, Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP, Campinas, Brasil) utilizando-se máquina universal de testes EMIC DL-3000 (Instron-EMIC, S.J. dos Pinhais, Brasil), com célula de carga de 5kN calibrada e verificada pela Instron Brasil Equipamentos Científicos – número de certificação 17041003DF (última

certificação em 10 de abril de 2017). Os modelos foram fixados distalmente a um mandril de 3 pontos, alinhando-se cada um destes a um dos vértices da secção triangular da tíbia observada nessa região do osso. Os modelos foram posicionados com o longo eixo da diáfise da tíbia em 3° de varo e 12,5° de inclinação posterior, de forma a simular o alinhamento normal durante o momento do apoio médio em carga total¹³.

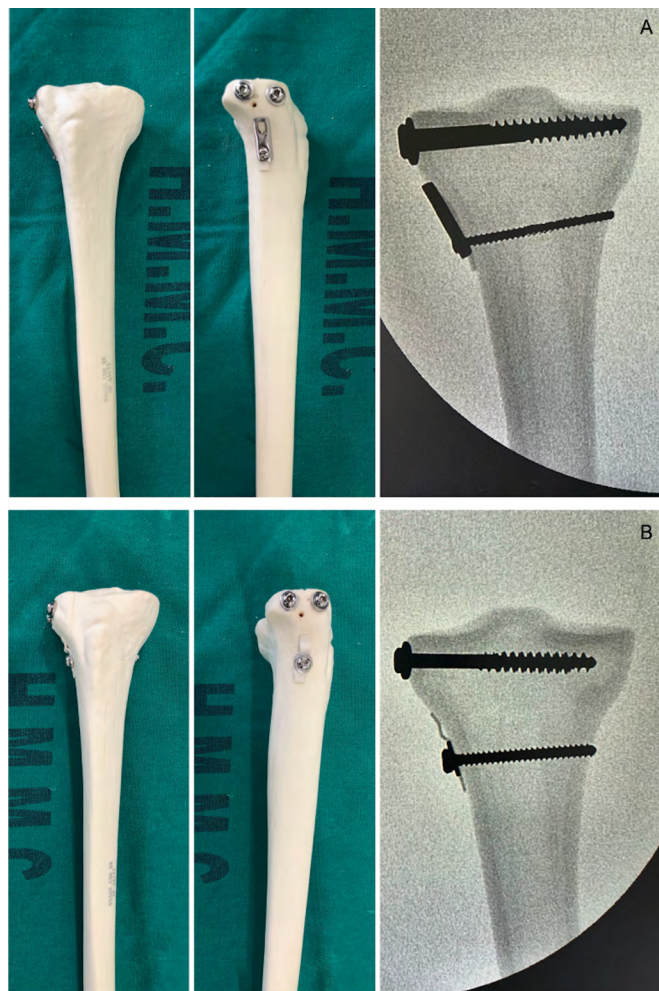


Figura 2. A, Montagem placa-parafuso; B, Montagem parafuso-arruela. Observar a posição dos implantes suportando exatamente o vértice AL da fratura do platô tibial. A fratura foi reduzida de forma anatômica sob visão direta e controle radioscópico. Foram usados dois parafusos de esponjosa de 6,5mm, rosca de 32mm, com arruelas realizando compressão interfragmentar, posicionados próximos à superfície articular.

A carga foi aplicada sobre o platô tibial lateral, 6,0mm lateralmente à linha de fratura, paralelamente a essa. Foi usado aplicador de carga com raio de curvatura de 3,5mm. A carga foi aplicada com ritmo de deformação constante de 5,0mm/min (Figura 3). Os registros obtidos

pela máquina de ensaios mecânicos (carga e desvio vertical) foram armazenados em computador usando-se o programa TESC 3.04 (Instron-EMIC, S.J. dos Pinhais, Brasil). Uma curva de força versus deslocamento foi gerada em tempo real para cada modelo testado.

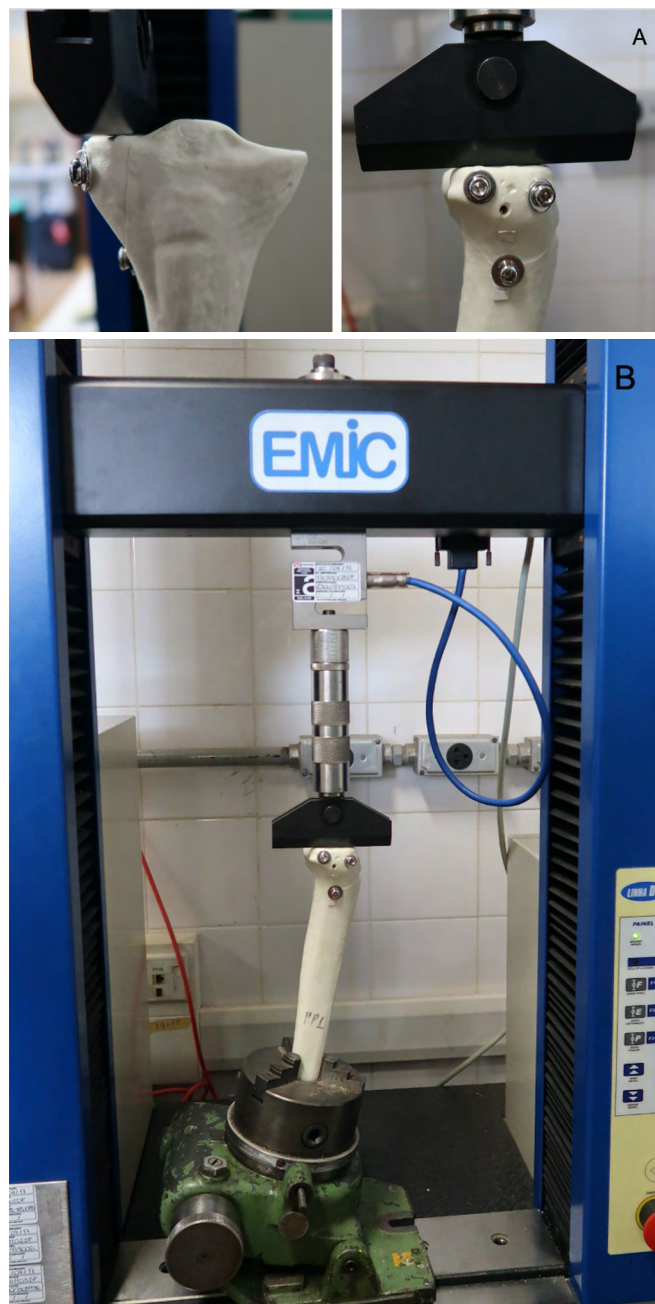


Figura 3. – A, Visões frontal e lateral da máquina de ensaios mecânicos antes do teste de um modelo do grupo parafuso-arruela; B, Montagem do modelo na máquina universal de ensaios.

Todos os modelos foram testados até o início da falha, definido como a carga sobre a qual as montagens osso-placa-parafuso ou osso-parafuso-arruela

começaram a demonstrar comportamento não-linear no registro do computador^{13,14}. Os testes foram realizados somente na fase elástica dos modelos, de acordo com a teoria Northwestern (NU-Daniel), empregada em materiais compostos submetidos a cargas estáticas e dinâmicas¹⁴.

As curvas de força versus deslocamento obtidas até o início da falha foram usadas para o cálculo da rigidez das montagens. A rigidez foi obtida a partir da inclinação de uma linha reta ajustada entre 50 N e 250 N. Esse intervalo foi usado pois as seções de curvas abaixo de 50 N estavam sujeitas à acomodação do modelo na máquina de ensaios mecânicos e as seções de curvas acima de 250 N representavam o início da falha.

Análise estatística

Os cálculos estatísticos foram realizados utilizando-se o SPSS versão 20.0 (SPSS Inc, Chicago, EUA). Antes do início do experimento, o tamanho da amostra foi calculado usando-se o erro tipo II (análise de erro beta) para o teste t de Student, com tamanho de efeito d de Cohen igual a 0,2, estabelecendo nível beta (hipótese bicaudal) de 0,967. Isso foi considerado adequado em termos do número de modelos de ossos de plástico utilizados.

A análise estatística foi realizada para comparar a rigidez (N/mm) entre as duas montagens, usando-se o teste não paramétrico Wilcoxon rank-sum para investigar a hipótese nula ("montagem placa-parafuso é mais rígida que a parafuso-arruela")¹⁵. Um valor de $p < 0,05$ foi definido como o nível de significância.

Os dados apresentaram distribuição gaussiana ao não rejeitar a hipótese nula, assumindo que os modelos eram normalmente distribuídos.

RESULTADOS

Nos modelos sintéticos da montagem placa-parafuso, a rigidez variou de 311,83 N/mm (amostra 8) a 199,54 N/mm (amostra 2), com média + DP de 260,32 + 33,8 N/mm e CV de 13,0. A Figura 4 mostra as curvas de força versus deslocamento obtidas até o início da falha nas amostras 8 e 2.

Nos modelos sintéticos da montagem parafuso-arruela, a rigidez variou de 290,34 N/mm (amostra 1) a 99,16 N/mm (amostra 4), com média + DP de 220,46 +

63,12 N/mm e CV de 28,6. A Figura 5 mostra as curvas de força versus deslocamento obtidas até o início da falha nas amostras 1 e 4.

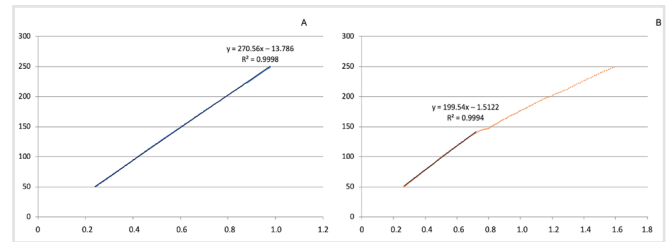


Figura 4. – A, Visões frontal e lateral da máquina de ensaios mecânicos antes do teste de um modelo do grupo parafuso-arruela; B, Montagem do modelo na máquina universal de ensaios.

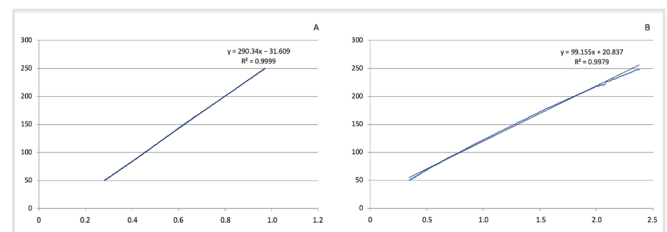


Figura 5. – Montagem parafuso-arruela. A, Curva de força versus deslocamento do espécime 1; B, Curva de força versus deslocamento do espécime 4.

Não houve diferença significativa ($p=0,172$) entre as montagens testadas. Os dados de ambos os grupos experimentais são representados como diagrama de caixa, mostrado na Figura 6.

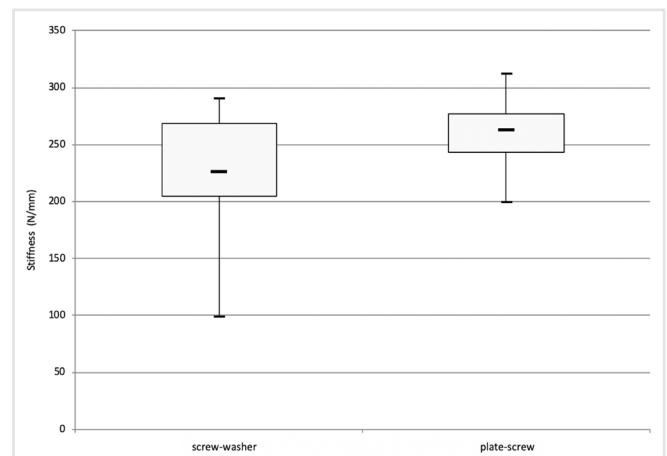


Figura 6. – Montagem parafuso-arruela. A, Curva de força versus deslocamento do espécime 1; B, Curva de força versus deslocamento do espécime 4.

DISCUSSÃO

Com base em nossos resultados, é possível afirmar não existe diferença significativa entre as

montagens testadas na função de suporte ao vértice de uma fratura AL do platô tibial do tipo I de Schatzker. Portanto, não foi possível confirmar a hipótese nula de que a montagem placa-parafuso proporcionaria construção mais rígida para a fixação desse padrão de fratura (Kfuri-Schatzker tipo I A). No presente estudo, ambos os grupos foram testados até o início da falha, na fase elástica dos modelos, de acordo com a teoria NU-Daniel para materiais compósitos sob cargas estática e dinâmica¹⁴. Após o início da falha, espera-se que as construções se comportem de maneira não linear até o a falha catastrófica, à medida que o material começa a se deformar plasticamente, sofrendo danos permanentes, o que representa clinicamente a subsidência da fratura, com surgimento de degrau articular e colapso tardio em valgo.

Até o momento, existem poucas evidências sobre o melhor método de fixação para a fratura AL do platô tibial do tipo I de Schatzker. Koval *et al.* realizaram estudo biomecânico para comparar a estabilidade e a resistência máxima de três técnicas de fixação padrão para fraturas do platô tibial lateral do tipo cisalhamento: três parafusos de tração de esponjosa de 6,5mm com arruelas, dois parafusos de tração de esponjosa de 6,5mm com arruelas e um parafuso cortical anticisalhante de 4,5mm com arruela, e uma placa de suporte em L de seis orifícios¹⁶. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas tanto na resistência ao deslocamento quanto na rigidez à falha em função do tamanho do fragmento ou da densidade óssea da amostra. Com base em seu estudo, os autores concluíram que o uso de um parafuso anticisalhante ou de uma placa de suporte não oferece vantagem sobre a fixação simplesmente com parafusos de tração no tratamento da fratura do platô tibial lateral do tipo cisalhamento. Diferentemente de nós, esses autores utilizaram extremidades inferiores osteopênicas, que não reproduzem adequadamente a clássica fratura do platô lateral por cisalhamento puro, que geralmente ocorre em pacientes mais jovens, população em que o osso subcondral é suficientemente denso para resistir à depressão da superfície articular⁴. Além disso, o uso de modelos sintéticos que reproduzem adequadamente as propriedades de um osso normal de um jovem apresenta vantagens sobre os ossos humanos frescos ou congelados, situações em que a variabilidade natural da rigidez axial da tibia é inaceitavelmente alta, indicando

grande dificuldade na obtenção de reprodutibilidade do alinhamento ósseo¹⁷⁻¹⁹.

Recomenda-se o uso de placa de suporte AL ou de parafuso com arruela no ápice da fratura para evitar o desvio axial quando o traço de fratura for longo ou quando houver cominuição metafisária^{4,7,8,10}. Nessas situações, o uso de implante anticisalhante é potencialmente útil para resistir às forças em um joelho com alinhamento em valgo fisiológico. Como as forças de cisalhamento são maiores nos últimos graus de extensão, a subsidência vertical do platô tibial lateral é maior sem a placa de suporte, como demonstrado também quando ocorre fragmento de divisão lateral com cominuição²⁰. Essa impressão é corroborada pelo estudo de Chen *et al.*, que observaram que o ângulo médio do traço da fratura AL do platô tibial do tipo I de Schatzker é de $145,92^\circ \pm 16,06^\circ$, altamente indicativo de instabilidade vertical em cisalhamento¹.

Nosso estudo tem alguns pontos fortes que devem ser mencionados. Primeiramente, foi utilizado modelo reprodutível de fratura AL do platô tibial (tipo I de Schatzker), baseado em estudo tomográfico em 3D¹. Segundo, fomos capazes de ajustar muitas variáveis, como tamanho da amostra, posicionamento dos modelos e aplicação do ponto de carga durante os ensaios mecânicos e a análise estatística, o que poderia impactar nosso método. Finalmente, nossos resultados não mostraram diferença significativa entre os grupos experimentais, permitindo ao cirurgião maior liberdade de escolha da técnica que deseja utilizar para o suporte da fratura AL do platô tibial do tipo I de Schatzker.

Em contrapartida, o presente estudo possui algumas limitações que devem ser reconhecidas. Primeiro, as tíbias sintéticas podem não refletir as condições reais das propriedades ósseas. Entretanto, estudos biomecânicos semelhantes demonstraram boa reprodutibilidade usando ossos de plástico para avaliar diferentes montagens para fixação de fraturas do platô tibial^{13,20,21}. O uso de compostos ósseos de tibia permite que pequenas diferenças sejam caracterizadas significativamente, mesmo quando pequena amostra é usada. Em segundo, os modelos sintéticos utilizados reproduziram as propriedades de um osso normal e não osteoporótico. Sabe-se que a maioria das fraturas do platô tibial lateral por cisalhamento puro ocorre em indivíduos por volta da quarta e quinta décadas de vida, nos quais se supõe que

o estoque ósseo seja satisfatório⁵. Em terceiro, não foi testado grupo experimental sem dispositivo de suporte. A literatura relativamente antiga não defende o uso de uma placa de suporte ou de um parafuso com arruela colocado no vértice da fratura do platô tibial lateral do tipo cisalhamento puro^{16,22}. No entanto, em estudo mais recente, Carrera *et al.* demonstraram o papel biomecânico adicional dos implantes anticisalhante na fratura do platô tibial do tipo cisalhamento, principalmente pela maior força de reação na parede metafisária lateral pelo suporte caudal²³. Conceitualmente, o uso de implantes anticisalhantes neutraliza as forças de escorregamento vertical, em especial durante a carga axial, e evita o deslizamento da fratura^{11,24}. Portanto, sob carga axial o efeito anticisalhante transforma as forças de tensão em forças de compressão no foco da fratura.

CONCLUSÃO

Na fratura do platô tibial AL do tipo I de Schatzker (tipo I A de Kfuri-Schatzker), o uso de placa não bloqueada de pequenos fragmentos de dois orifícios com um parafuso cortical de 3,5mm inserido a 1,0mm distal ao ápice da fratura ou um de um parafuso cortical de 4,5mm

com arruela, aplicado ao ápice ântero-lateral da fratura, com a finalidade de suporte demonstra rigidez semelhante em termos de prevenção do deslocamento axial em modelos de tibia sintética testados até o início da falha.

Assim, na prática clínica, os autores recomendam rotineiramente o uso de uma das duas técnicas de fixação. Estudos futuros podem avaliar o papel dos implantes bloqueados, em comparação com os não bloqueados, na função anticisalhante em fratura do platô tibial do tipo I de Schatzker (tipo I A de Kfuri-Schatzker).

Conflito de Interesse

Não há conflitos de interesse associados a esta publicação ou qualquer apoio financeiro para o desenvolvimento do estudo. O manuscrito foi lido e aprovado por todos os autores, não havendo outras pessoas que satisfaçam os critérios de autoria que não estejam listadas. A ordem dos autores listados no manuscrito foi aprovada por todos. Consideramos a proteção da propriedade intelectual associada a este trabalho, não havendo impedimentos à publicação. Confirmamos ter seguido os regulamentos de nossas instituições sobre propriedade intelectual.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the biomechanical role of both a non-locking two-hole small fragment dynamic compression plate with 3.5-mm screws and a 4.5-mm cortical screw with a washer applied to a Schatzker type-I tibial plateau fracture. Sixteen right synthetic tibiae were used to create an anterolateral shear tibial plateau fracture (Schatzker type-I fracture). Eight models were fixed with a small fragment non-locked straight dynamic compression plate with one 3.5-mm bicortical screw (plate-screw construction) and eight models were fixed with a 4.5-mm cortical screw and a washer (screw-washer construction), both inserted at 1.0mm distal to the apex of the fracture. Specimens were tested up to the onset of yielding at a constant strain rate of 5.0mm/min. Stiffness ranged from 311.83 N/mm to 199.54 N/mm, with a mean + SD of 260.32 + 33.8 N/mm in the plate-screw construction, and from 290.34 N/mm to 99.16 N/mm, with a mean + SD of 220.46 + 63.12 N/mm in screw-washer construction. There was no significant difference ($p=0.172$). Use of a two-hole small-fragment non-locked plate with one 3.5-mm cortical screw or a 4.5-mm cortical screw with a washer applied at 1.0mm distal to the apex of the fracture as buttressing present similar stiffness in terms of preventing axial displacement in synthetic tibiae models tested up to the onset of yielding.

Keywords: Tibial Plateau. Biomechanical Study. Fixation Techniques.

REFERÊNCIAS

1. Chen P, Shen H, Wang W, Ni B, Fan Z, Lu H. The morphological features of different Schatzker types of tibial plateau fractures: a three-dimensional computed tomography study. *J Orthop Surg Res.* 2016;11(1):94.
2. Liu Y, Liao Z, Shang L, Huang W, Zhang D, Pei G. Characteristics of unilateral tibial plateau fractures among adult patients hospitalized at an orthopaedic trauma centre in China. *Sci Rep.* 2017;7:40647.
3. Molennars RJ, Mellema JJ, Doornberg JN, Kloen P. Tibial plateau fracture characteristics: computed tomography mapping of lateral, medial, and bicondylar fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97(18):1512–

- 20.
4. Kfuri M Jr, Fogagnolo F, Bitar RC, Freitas RL, Salim R, Paccola CAJ. Tibial plateau fractures. *Rev Bras Ortop*. 2009;44(6):468–74.
5. Albuquerque RP, Hara R, Prado J, Schiavo L, Giordano V, Amaral NP. Epidemiological study on tibial plateau fractures at a level I Trauma Center. *Acta Ortop Bras*. 2013;21(2):109–15.
6. Koval KJ, Helfet DL. Tibial plateau fractures: evaluation and treatment. *J Am Acad Orthop Surg*. 1995;3(2):86–94.
7. Musahl V, Tarkin I, Kobbe P, Tzioupis C, Siska PA, Pape HC. New trends and techniques in open reduction and internal fixation of fractures of the tibial plateau. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(4):426–33.
8. Sirkin MS, Bono CM, Reilly MC, Behrens FF. Percutaneous methods of tibial plateau fixation. *Clin Orthop Rel Res*. 2000;(375):60–8.
9. Salduz A, Birisik F, Polat G, Beler B, Bozdog E, Kilicoglu O. The effect of screw thread length on initial stability of Schatzker type 1 tibial plateau fracture fixation: a biomechanical study. *J Orthop Surg Res*. 2016;11(1):146.
10. Denny LD, Keating EM, Enghardt JA, Saha S. A comparison of fixation techniques in tibial plateau fractures. *Orthop Trans*. 1985;10:388.
11. Kfuri M, Schatzker J. Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Injury Int J Care Injured*. 2018;49(12):2252–63.
12. Schatzker J, McBroom R, Bruce D. The tibial plateau. The Toronto experience 1968–1975. *Clin Orthop Rel Res*. 1979;(138):94–104.
13. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L. Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. *J Biomech*. 2006;39(7):1355–60.
14. Daniel IM. Yield and failure criteria for composite materials under static and dynamic loading. *Prog Aersp Sci*. 2016;81:18–25.
15. Hollander M, Wolfe DA. Nonparametric statistical methods. 2. ed. New York: John Wiley & Sons; 1999.
16. Koval KJ, Polatsch D, Kummer FJ, Cheng D, Zuckerman JD. Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods. *J Orthop Trauma*. 1996;10(5):304–8.
17. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech*. 2000;33(3):279–88.
18. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech*. 2008;41(15):3282–4.
19. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*. 2001;34(6):773–82.
20. Karunakar MA, Egol KA, Peindl R, Harrow ME, Bosse MJ, Kellam JF. Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2002;16(3):172–7.
21. Giordano V, Kfuri M, Belangero W, Venturini A, Silva AC, Soares EM, et al. Non-locked and locked small fragment straight plates have a similar behavior in buttressing the posteromedial shear tibial plateau fragment: a biomechanical analysis of three different fixations. *J Exp Orthop*. 2020;7(1):2.
22. Koval KJ, Sanders R, Borrelli J, Helfet D, DiPasquale T, Mast JW. Indirect reduction and percutaneous screw fixation of displaced tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma*. 1992;6(3):340–6.
23. Carrera I, Gelber PE, Chary G, González-Ballester MA, Monllau JC, Noailly J. Fixation of a split fracture of the lateral tibial plateau with a locking screw plate instead of cannulated screws would allow early weight bearing: a computational exploration. *Int Orthop*. 2016;40(10):2163–9.
24. Giordano V, Amaral NP, Koch HA, Albuquerque RP, Souza FS, Santos-Neto JF. Outcome evaluation of staged treatment for bicondylar tibial plateau fractures. *Injury Int J Care Injured*. 2017;48S4(4):S34–S40.

Recebido em: 29/03/2020

Aceito para publicação em: 22/04/2020

Conflito de interesses: não.

Fonte de financiamento: nenhuma.

Endereço para correspondência:

Vincenzo Giordano

E-mail: v_giordano@me.com

