Article published online: 2022-07-22

Há diferença na força de compressão interfragmentar entre parafusos com rosca total ou parcial? Resultados de um estudo biomecânico experimental piloto

Is there a Difference in Interfragmentary Compression Strength Between Fully or Partially Threaded Screws? Results of an Experimental Biomechanical Pilot Study

Tosan Okoro[1] Marcus Landgren[2,3] Edem Afenu[4] Gabriele Russow[5,6] Dag Wulsten[6] Mark Heyland[6]

[1] Departamento de Artroplastia, The Robert Jones and Agnes Hunt Orthopaedic Hospital NHS Foundation Trust, Gobowen, Oswestry SY10 7AG, Reino Unido
[2] Departamento de Cirurgia Ortopédica, Unidade de Cirurgia de Mão, Copenhagen University Hospital - Herlev and Gentofte, Gentofte, Dinamarca
[3] Departamento de Clínica Médica, University of Copenhagen, Copenhagen, Dinamarca
[4] University of Toronto Faculty of Medicine, 1 Kings College Circle, Toronto M4Y 2V6, Ontario, Canadá
[5] Charité – Universitätsmedizin Berlin, Centre for Musculoskeletal Surgery, Berlim, Alemanha
[6] Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Julius Wolff Institute for Biomechanics and Musculoskeletal Regeneration, Berlim, Alemanha

Endereço para correspondência Mark Heyland, Doctor of Medicine, Berlin Institute of Health at Charité – Universitätsmedizin Berlin, Julius Wolff Institut, Berlim, Alemanha (e-mail: mark.heyland@bih-charite.de).

Rev Bras Ortop

Resumo

Objetivo Este estudo avaliou diferenças entre parafusos com rosca total ou parcial na resistência à compressão interfragmentar inicial. Nossa hipótese era de que haveria maior perda de resistência à compressão inicial com o parafuso de rosca parcial.

Métodos Uma linha de fratura oblíqua de 45 graus foi criada em amostras de osso artificial. O primeiro grupo (TOTAL, $n = 6$) foi fixado com um parafuso de 3,5 mm de rosca total, enquanto o segundo grupo (PARCIAL, $n = 6$) usou um parafuso de 3,5 mm de rosca parcial. Avaliamos a rigidez à torção em ambas as direções de rotação. Os grupos foram comparados com base nos seguintes parâmetros biomecânicos: momento de rigidez-ângulo, momento de rigidez-tempo, momento de torção máxima (carga de falha) e força de compressão calibrada com base na medida do sensor de pressão.

Palavras-chave
- fenômenos biomecânicos
- cimentos ósseos
- parafusos ósseos
- fraturas ósseas

recebido
22 de Março de 2022
aceito
28 de Abril de 2022

DOI https://doi.org/10.1055/s-0042-1750828.
ISSN 0102-3616.

© 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.
This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution-NonDerivative-NonCommercial-License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit. Contents may not be used for commercial purposes, or adapted, remixed, transformed or built upon. (https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Thieme Revinter Publicações Ltda., Rua do Matoso 170, Rio de Janeiro, RJ, CEP 20270-135, Brazil

Resultados Depois da perda de uma amostra PARCIAL, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na força de compressão calibrada entre os 2 grupos [mediana (intervalo interquartil)]: TOTAL: 112,6 (10,5) N e PARCIAL: 106,9 (7,1) N, com $p = 0,8$ segundo o teste U de Mann-Whitney). Além disso, após a exclusão de 3 amostras para testes mecânicos (TOTAL, $n = 5$, PARCIAL, $n = 4$), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os construtos TOTAL e PARCIAL quanto ao momento de rigidez-ângulo, momento de rigidez-tempo ou momento de torção máxima (carga de falha).

Conclusão Não há diferença aparente na força de compressão inicial (força de compressão ou rigidez do construto ou carga de falha) com o uso de parafusos de rosca total ou parcial neste modelo biomecânico em osso artificial de alta densidade. Parafusos de rosca total podem, portanto, ser mais úteis no tratamento de fraturas diafisárias. Mais pesquisas são necessárias sobre o impacto em modelos ósseos osteoporóticos ou metafisários de menor densidade e avaliação do significado clínico.

Abstract

Objective This study assessed differences between fully- and partially-threaded screws in the initial interfragmentary compression strength. Our hypothesis was that there would be an increased loss in initial compression strength with the partially-threaded screw.

Methods A 45-degree oblique fracture line was created in artificial bone samples. The first group (FULL, $n = 6$) was fixed using a 3.5-mm fully-threaded lag screw, while the second group (PARTIAL, $n = 6$) used a 3.5-mm partially-threaded lag screw. Torsional stiffness for both rotational directions were evaluated. The groups were compared based on biomechanical parameters: angle-moment-stiffness, time-moment-stiffness, maximal torsional moment (failure load), and calibrated compression force based on pressure sensor measurement.

Results After loss of one PARTIAL sample, no statistically significant differences in calibrated compression force measurement were observed between both groups: [median (interquartile range)] FULL: 112.6 (10.5) N versus PARTIAL: 106.9 (7.1) N, Mann-Whitney U-test: $p = 0.8$). In addition, after exclusion of 3 samples for mechanical testing (FULL $n = 5$, PARTIAL $n = 4$), no statistically significant differences were observed between FULL and PARTIAL constructs in angle-moment-stiffness, time-moment-stiffness, nor maximum torsional moment (failure load).

Conclusion There is no apparent difference in the initial compression strength (compression force or construct stiffness or failure load) achieved using either fully- or partially-threaded screws in this biomechanical model in high-density artificial bone. Fully-threaded screws could, therefore, be more useful in diaphyseal fracture treatment. Further research on the impact in softer osteoporotic, or metaphyseal bone models, and to evaluate the clinical significance is required.

Keywords
- biomechanical phenomena
- bone cements
- bone screws
- fractures, bone

Introdução

Os parafusos ortopédicos melhoraram em termos de composição do material, número de roscas, formato, passo e diâmetro para otimização em diversos tipos, qualidades e patologias de ossos.[1] Os parafusos de rosca parcial geralmente são regulares, com cabeça de metade a dois terços do seu comprimento, enquanto os parafusos de rosca total são rosqueados em todo o seu comprimento.[2] A fixação com parafusos do tipo *lag* requer a colocação de parafusos ósseos de rosca parcial ou total em direção perpendicular ao sítio da lesão para compressão interfragmentar da fratura óssea, assegurando sua consolidação.[3] A compressão pode ser obtida por perfuração excessiva da cortical próxima ou uso de um parafuso de rosca parcial,[4] para que o fragmento distante (trans) seja tracionado até o fragmento próximo (cis).

A técnica com parafuso *lag* é bastante utilizada em fraturas espirais ou oblíquas, pois restaura o alinhamento anatômico pré-mórbido do osso, além de proporcionar

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

compressão interfragmentar estável. É usada no tratamento de fraturas do olécrano, mandíbula, maléolo, sacro, tíbia e fêmur, entre outras.[5–10] Um estudo comparou parafusos esponjosos do tipo *lag* com rosca total ou parcial com base em cisalhamento, rigidez e carga de escoamento em blocos de osso artificial; ao aplicarem compressão axial nos parafusos, os autores descobriram que aqueles de rosca total eram biomecanicamente superiores em relação à rigidez inicial e carga de falha.[2] Outro estudo também teve como objetivo determinar diferenças entre parafusos esponjosos de tipo *lag* com rosca total ou parcial com base em sua estabilidade em um modelo suíno de escorregamento epifisário proximal do fêmur (EEPF). Os autores não encontraram diferenças significativas entre parafusos de rosca total ou parcial ao compararem as cargas por deslocamento, indicando a adequação de ambos os tipos no tratamento de fraturas.[11] As grandes similaridades clínicas entre parafusos de rosca total ou parcial também são destacadas em um estudo humano que analisou fraturas do maléolo medial tratadas com parafusos de compressão sem cabeça e rosca total ou parcial e acordo com critérios de prognóstico clínico e radiológico. Este estudo sugere resultados satisfatórios da técnica de fixação com os dois tipos de parafuso.[12]

Pouco se sabe sobre a resistência à compressão inicial de parafusos com rosca total ou parcial. Assumimos que o parafuso com rosca total em um orifício extenso tem resistência superior, pois não acreditamos que o deslizamento no córtex cis durante a criação da compressão prevaleça na presença de carga; além disso, achamos que o parafuso de rosca total aumente a rigidez por aumentar o bloqueio.

O objetivo deste estudo piloto biomecânico é avaliar as diferenças entre parafusos com rosca total ou parcial na resistência à compressão interfragmentar inicial (carga de falha à torção) e na rigidez do construto sob carga. Nossa hipótese engloba uma perda detectável da resistência à compressão inicial com o parafuso de rosca parcial, bem como menor rigidez, por causa da ausência de contato da rosca do parafuso com o fragmento próximo (cis).

Métodos

Amostras de osso artificial (tubo de fibra de compósito rígido, com densidade de 1,1 a 1,4 g/cm^3, diâmetro externo de 30 mm e diâmetro interno de 20 mm; *n* total = 12, com 6 amostras por grupo, ►**Fig. 1**)[13,14] foram igualmente separadas em dois grupos, TOTAL e PARCIAL. Todas as amostras foram submetidas a fraturas oblíquas de 45 graus com serra oscilatória. O fragmento próximo (cis) foi perfurado com uma broca de 4 mm (orifício extenso) e o fragmento distante (trans) foi perfurado com uma broca de 2,5 mm perpendicular à linha de fratura oblíqua. O parafuso esponjoso de rosca total de 3,5 mm (DePuy Synthes, Oberdorf, Suíça) foi então usado para a compressão interfragmentar (como parafuso do tipo *lag*) nas fraturas no grupo TOTAL, enquanto

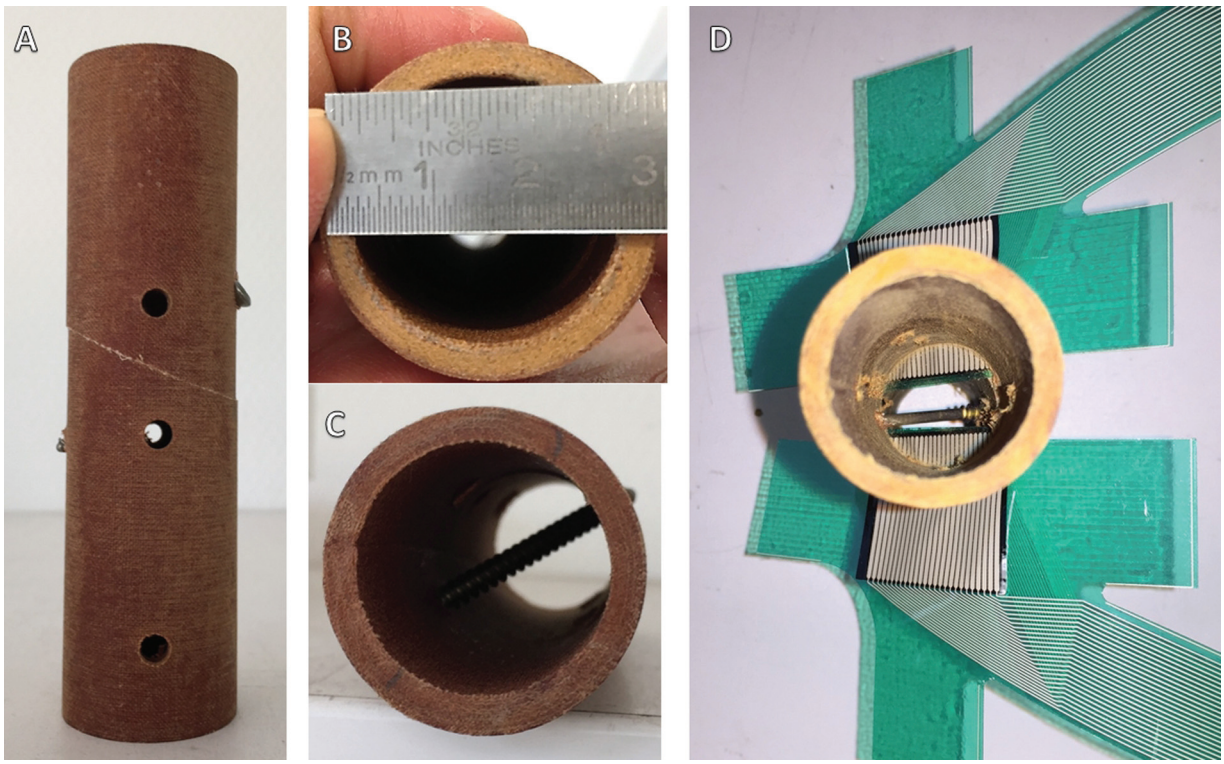

Fig. 1 O construto do teste era composto por dois fragmentos de osso artificial com uma linha de fratura oblíqua. Os fragmentos foram fixados com um parafuso de tipo *lag* **(A)**. Os modelos de osso artificial foram criados a partir de um tubo de fibra composta dura com diâmetro externo de 30 mm e diâmetro interno de 20 mm **(B)**. Um parafuso de rosca total **(C)** ou parcial **(D)** foi colocado perpendicularmente à linha de fratura por meio do centro do tubo. A folha do sensor plano de pressão foi colocada entre os dois fragmentos para medida da compressão interfragmentar **(D)**.

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

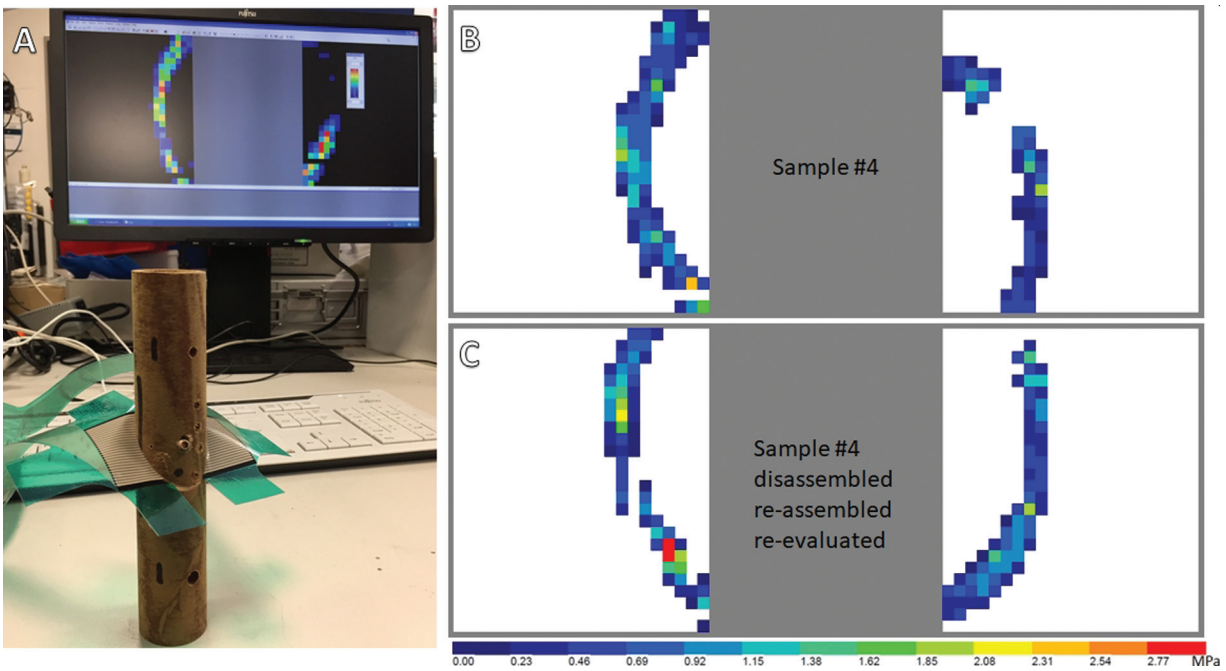

Fig. 2 A distribuição de pressão (força por área) foi medida com um sensor interfragmentar Tekscan 4000 **(A)**. A repetibilidade é demonstrada com a amostra de número 4, com comparação de **(B)** e **(C)**, em que a mesma amostra foi desmontada, remontada e reavaliada. A integral de pressão avaliou a força de compressão. O sensor foi removido para realização dos testes biomecânicos.

o parafuso de rosca parcial e 3,5 (DePuy Synthes, Oberdorf, Suíça) foi empregado para compressão interfragmentar (como parafuso do tipo *lag*) no grupo PARCIAL (►**Fig. 1**). Os parafusos tinham 2,4 mm de diâmetro central e eram de aço inoxidável.

Medida do sensor de pressão

A pressão interfragmentar foi registrada por sensores de mapeamento de pressão Tekscan 4000 (Tekscan, Boston, MA, EUA). Os sensores foram pré-condicionados e calibrados em equipamento universal de ensaios mecânicos (Z010, Zwick-Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Alemanha). Avaliamos a distribuição qualitativa de pressão (►**Fig. 1D**, ►**Fig. 2**) e a força total como integral da pressão sobre a área.

Teste biomecânico

O ensaio biomecânico de torção (Z010, ZwickRoell) das amostras foi realizado após a desmontagem (afrouxamento do parafuso), remoção do sensor e remontagem (reaperto do parafuso). A princípio, realizamos testes cíclicos em rotação interna/externa. O construto foi girado em sentido horário em taxa de 20°/minuto em 3° de rotação (ou torque de 4 Nm); a seguir, foi girado no sentido anti-horário em taxa de 20°/minuto em 3° de rotação (ou torque de -4 Nm) durante a sustentação de uma carga axial de 10 N. A rigidez rotacional [Nm/graus] nas duas direções foi avaliada com base na curva ângulo-momento e na curva tempo-momento ao alcançar 50% dos valores máximos de ângulo e tempo, respectivamente. Após 5 repetições, um teste de carga até a falha foi realizado em taxa de 20°/minuto até 45° de rotação ou falha (sentido horário). Os momentos máximos à rotação [Nm] também foram avaliados (►**Fig. 3**).

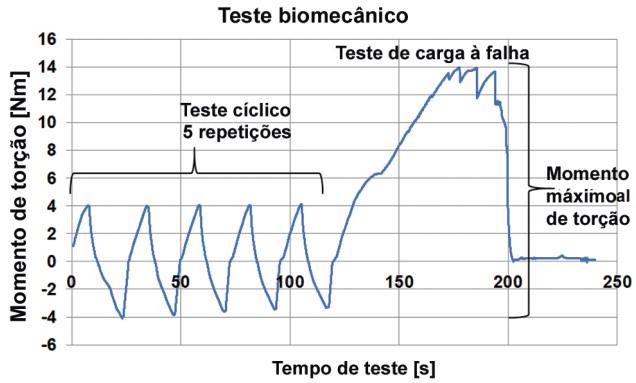

Fig. 3 Esse exemplo do protocolo de carga do teste biomecânico mostra cinco repetições de até 4 Nm de torque em ambas as direções, seguidas de carga até a falha (rotação de 45 graus ou queda de momento).

Microtomografia computadorizada

A microtomografia computadorizada (micro-TC; VivaCT40 Medical AG, Scanco, Suíça), com voxel com borda de 0,038 mm de comprimento, foi realizada em uma amostra de cada grupo (►**Fig. 4**) para avaliação da área de contato do parafuso com o osso artificial usando o *software* de visualização e processamento 3D Amira 2016.51 (Zuse Institute Berlin, Thermo Fisher Scientific).

Análises estatísticas

Começamos com 12 amostras, mas 3 amostras tiveram que ser excluídas da análise dos resultados do teste biomecânico. Os gráficos de força de compressão interfragmentar

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

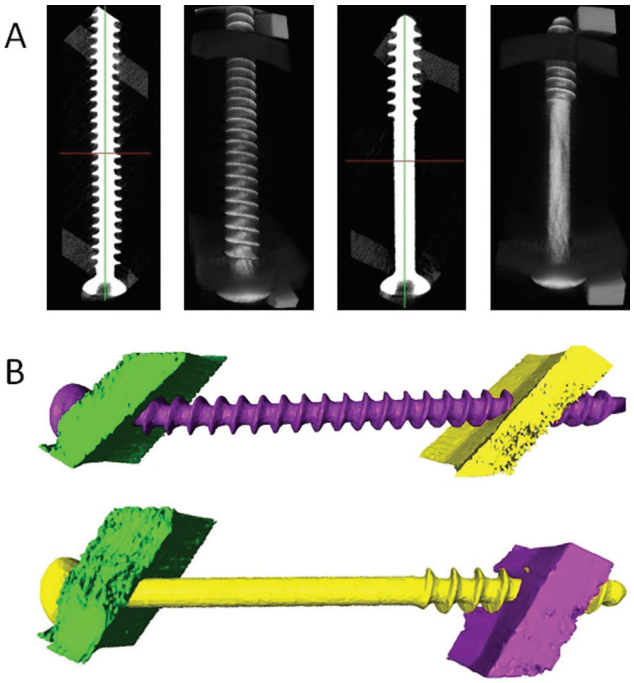

Fig. 4 Os resultados da microtomografia computadorizada mostram **(A)**, da esquerda para a direita: corte transversal do parafuso de rosca total, reconstrução 3D do parafuso de rosca total, corte transversal do parafuso de rosca parcial e reconstrução 3D do parafuso de rosca parcial; **(B)**, superior: fixação do parafuso de rosca total na reconstrução tridimensional com *software* Amira; **(B)**, inferior: fixação do parafuso de rosca parcial na reconstrução tridimensional com *software* Amira.

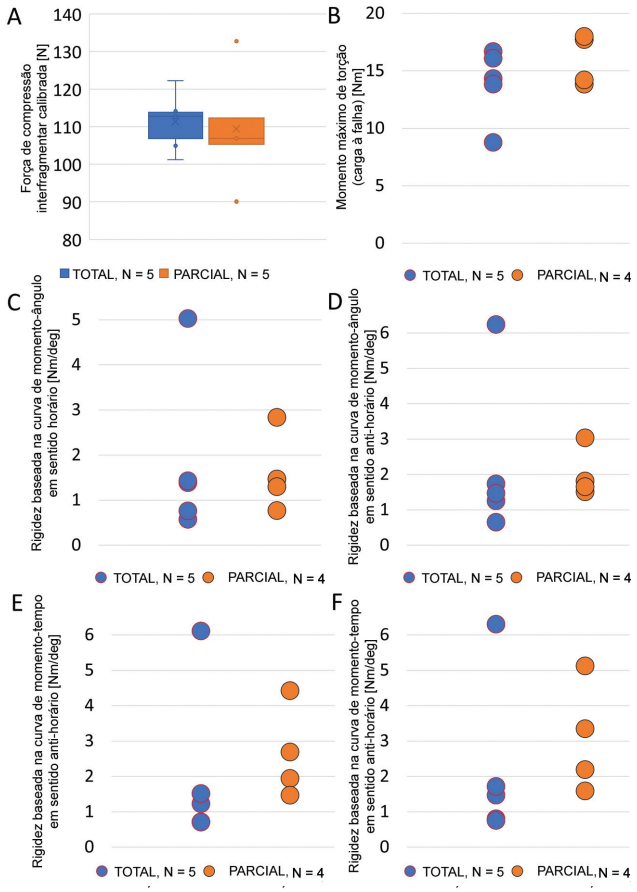

Fig. 5 Diagrama de caixa (*box plot*) da força de compressão e gráficos de dispersão dos resultados biomecânicos. Os tamanhos de amostra são mostrados como N. Observe que uma amostra do grupo PARCIAL foi perdida devido a um erro de aquisição de dados durante a medida da força de compressão **(A)**. Além disso, uma amostra do grupo TOTAL foi perdida devido a problemas de aquisição de dados durante os testes biomecânicos e duas amostras (grupo PARCIAL) foram excluídas da análise dos dados biomecânicos (B-F) após avaliação da força de compressão **(A)** para assegurar a consistência. Os subdiagramas mostram: **(A)** Força de compressão interfragmentar calibrada [N], (B) Momento máximo de torção (carga à falha) [Nm], **(C)** Rigidez baseada na curva de momento-ângulo em sentido horário [Nm/graus], **(D)** Rigidez baseada na curva de momento-ângulo em sentido anti-horário [Nm/graus], **(E)** Rigidez baseada na curva de momento-tempo em sentido horário [Nm/graus] e **(F)** Rigidez baseada na curva de momento-tempo em sentido anti-horário [Nm/graus].

foram analisados com base no método intervalo interquartil (IQR) ($> 1{,}5^{*}$ de desvio do IQR) para assegurar a compressão consistente (►**Fig. 5A**). Dois valores aberrantes (*outliers*) no grupo PARCIAL foram excluídos e a primeira amostra do grupo TOTAL apresentou problemas com a aquisição de dados dos testes biomecânicos. Assim, a amostra final foi composta por 9 construtos ($n = 5$ no grupo TOTAL, $n = 4$ no grupo PARCIAL). Os 2 grupos foram comparados com base nos parâmetros biomecânicos; momento de rigidez-ângulo em sentido horário e anti-horário, momento de rigidez-tempo em sentido horário e anti-horário, momento máximo de torção e força de compressão calibrada ($n = 11$ por perda de dados do grupo PARCIAL durante a coleta). A normalidade dos dados quantitativos de todos os parâmetros biomecânicos foi determinada com gráficos de estimativa da densidade por Kernel (KDE).[15] A análise dos gráficos da KDE de todos os parâmetros biomecânicos mencionados mostrou que os dados eram de natureza não paramétrica. Além disso, uma das medidas da força de compressão calibrada de parafusos com rosca parcial foi perdida durante a coleta de dados, reduzindo o tamanho dessa amostra para $n = 3$. Os dados resultantes foram então analisados por estatística descritiva e comparações de médias não paramétricas (teste de U de Mann-Whitney) dos tipos de parafusos. Além disso, análises de correlação de Spearman determinaram as associações entre os parâmetros biomecânicos mencionados.

Resultados

Medida do sensor de pressão

Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas nas medidas de força calibrada entre os grupos de parafusos do tipo *lag* de rosca TOTAL e PARCIAL [mediana (IQR) foi 112,6 (10,5) N no grupo TOTAL e 106,9 (7,1) N no grupo PARCIAL; $p = 0{,}79$, ►**Tabela 1**, ►**Fig. 5A**]. A medida repetida de uma amostra (amostra #4, que foi desmontada e remontada) revelou distribuição de pressão semelhante (►**Fig. 2B,C**) e diferença de força total de 0,35%.

Teste biomecânico

A ►**Tabela 1** mostra que a estatística descritiva foi calculada como mediana (IQR). Não foram observadas diferenças

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

Tabela 1 Dados descritivos das diversas análises biomecânicas de parafusos de tipo *lag* com rosca TOTAL ou PARCIAL para fixação em amostras de osso artificial

Teste biomecânico	Tipo de parafuso (grupo)	Mediana	Intervalo interquartil	Teste U de Mann-Whitney
				Valor de p significância exata (bicaudal)
Força de compressão interfragmentar calibrada **[N]**	Total	112,6	10,5	0,79[a]
	Parcial	106,9	7,1	
Momento máximo de torção (carga à falha) **[Nm]**	Total	14,4	5,1	0,56[a]
	Parcial	16,0	4,0	
Rigidez baseada na curva de momento-ângulo em sentido horário **[Nm/grau]**	Total	1,4	2,6	0,73[a]
	Parcial	1,4	1,6	
Rigidez baseada na curva de momento-ângulo em sentido anti-horário **[Nm/grau]**	Total	1,5	3,0	0,41[a]
	Parcial	1,7	1,2	
Rigidez baseada na curva de momento-tempo em sentido horário **[Nm/grau]**	Total	1,2	3,1	0,29[a]
	Parcial	2,3	2,4	
Rigidez baseada na curva de momento-tempo em sentido anti-horário **[Nm/grau]**	Total	1,5	3,2	0,29[a]
	Parcial	2,8	2,9	

O teste U de Mann-Whitney determinou a presença de diferenças significativas entre os grupos.
[a]Variável do grupo do teste U de Mann-Whitney: TOTAL *versus* PARCIAL.

estatisticamente significativas no momento máximo de torção entre os grupos TOTAL e PARCIAL (TOTAL: 14,37 (5,08) Nm, PARCIAL: 15,98 (4,00) Nm; $p = 0,79$, **►Tabela 1**, **►Fig. 5B**). Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos TOTAL e PARCIAL no momento de rigidez-ângulo em sentido horário (TOTAL: 1,39 (2,56) Nm, PARCIAL: 1,39 (1,56) Nm; $p = 0,73$, **►Tabela 1**, **►Fig. 5C**) e anti-horário (TOTAL: 1,47 (3,03) Nm/grau, PARCIAL: 1,74 (1,18) Nm/grau, $p = 0.41$, **►Tabela 1**, **►Fig. 5D**). Também não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos no momento de rigidez-tempo em sentido horário (TOTAL: 1,23 (3,10) Nm/grau, PARCIAL: 2,32 (2,41) Nm/grau, $p = 0.29$, **►Tabela 1**, **►Fig. 5E**) e anti-horário (TOTAL: 1,47 (3.23) Nm/grau, PARCIAL: 2,78 (2,94) Nm/grau, $p = 0,29$, **►Tabela 1**, **►Fig. 5F**).

As correlações de Spearman determinaram as associações entre todos os parâmetros. As correlações de Spearman significativas em níveis de 0,05 e 0,01 foram avaliadas. Os parafusos com rosca total apresentaram fortes correlações positivas significativas entre o momento de rigidez-ângulo em sentido horário e o momento de rigidez-ângulo em sentido anti-horário ($r = 0,9$, $p < 0,05$), momento de rigidez-ângulo em sentido horário e momento de rigidez-tempo em sentido horário ($r = 0,9$, $p < 0,05$) e momento de rigidez-ângulo em sentido horário e momento de rigidez-tempo em sentido anti-horário ($r = 0,9$, $p < 0,05$). Essas associações significativas não foram observadas nos parafusos com rosca parcial. No entanto, houve uma forte correlação positiva significativa entre o momento de rigidez-tempo no sentido horário e o momento de rigidez-tempo em sentido anti-horário ($r = 1,0$, $p < 0,01$) nos 2 grupos.

Micro-TC

A área de contato entre o osso artificial e o parafuso no córtex distante (trans), onde está a rosca dos dois tipos de dispositivos, foi de 69,9 mm^2 e 69,4 mm^2 em amostras de parafuso único com rosca total e parcial, respectivamente. Por outro lado, a área de contato no córtex próximo (cis) (perto da cabeça do parafuso, não apenas a área do eixo com ou sem rosca), foi de 60,8 mm^2 e 44,9 mm^2 em amostras de parafuso único com rosca total e parcial, respectivamente. A área de contato próximo ao córtex é, portanto, cerca de 35% maior quando o parafuso tem rosca total em comparação a um parafuso de rosca parcial.

Discussão

Conduzimos um estudo biomecânico piloto para avaliar as diferenças entre parafusos com rosca total e parcial quanto à resistência à compressão interfragmentar inicial e rigidez do construto. Nossa hipótese era de que haveria uma perda detectável da força de compressão inicial (menor força de compressão interfragmentar e menor carga de falha à torção) e menor rigidez do construto com o parafuso de rosca parcial, que não entra em contato com o fragmento próximo (cis) à fratura. Em uma comparação da fixação com parafuso transarticular na lesão de Lisfranc, parafusos corticais sólidos com rosca total (FSC) e parafusos esponjosos canulados com

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

rosca parcial (PCC) geraram quantidades iguais de força de fixação durante o suporte parcial de peso e resistência semelhante à deformação sob cargas de flexão.[16] Em um modelo sintético de fratura de tíbia de Schatzker tipo 1, a adição de um parafuso com rosca total foi comparada à adição de um segundo parafuso de rosca parcial perto de um primeiro parafuso de rosca parcial sobre uma fratura comprimida. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos em termos de falha, embora também o parafuso de rosca total possa minimizar o deslocamento no sítio de fratura nos primeiros ciclos de carga.[17]

A quantificação exata da força de compressão e da carga de falha à torção (resistência à compressão), bem como a rigidez do construto, é relevante. Isso ocorre porque as forças de compressão (forças de separação), em torno de 100 N, tanto aqui quanto em um modelo ovino[18] ou com outros tipos de parafusos de tamanho semelhante em blocos de espuma[19] podem ser superadas pela carga fisiológica de tensão em flexão ou torção, necessitando, por exemplo, de placas com banda de tensão, outros parafusos *lag*, parafusos maiores ou estabilidade absoluta.[18] Não observamos diferenças estatisticamente significativas na força de compressão interfragmentar, talvez devido ao baixo poder ou à técnica utilizada que, como a prática clínica, não emprega torquímetro ou assegura a inserção perpendicular perfeita do parafuso. As diferenças medianas entre os grupos são de aproximadamente 5% das forças de compressão, enquanto as variações comuns podem ser de 5 a 10% das forças de compressão ou até maiores, considerando todas as amostras testadas. Uma análise de poder estimou que o número mínimo de amostras para a obtenção de diferenças significativas (assumindo média de 106,9 contra 112,6, desvio-padrão de 7,1, α de 0,05 e poder de 0,8) seria de $n = 24$ por grupo. As diferenças de rigidez, de até cerca de 90% do valor mediano, e de carga à falha, de até cerca de 10% de diferença, são maiores do que para a força de compressão, mas também acompanhadas por uma variação muito maior.

A rigidez total do construto é decorrente da flexão fora do plano do parafuso e da interação nas interfaces entre parafuso e osso. No fragmento próximo (cis), a interação de um parafuso de rosca total pode ser maior e mais rígida, especialmente porque os orifícios foram extensos nos dois grupos. Um parafuso de rosca total tem diâmetro efetivo menor devido ao diâmetro reduzido das ranhuras em comparação a um parafuso de rosca parcial e eixo liso. À medida que a rigidez à flexão aumenta conforme o diâmetro até a quarta potência, até mesmo pequenas diferenças no diâmetro efetivo do eixo do parafuso elevam muito a flexão do mesmo, o que reduz a resistência à flexão do eixo dos dispositivos de rosca total. Nos casos em que um parafuso preenche o espaço lacuna sem atingir a compressão interfragmentar (tipo não *lag*), há também a influência do comprimento de trabalho do parafuso (comprimento de flexão livre), que seria maior em um dispositivo de rosca parcial, ancorado principalmente pela cabeça; um parafuso de rosca total, porém, pode fixar tanto os sítios inferiores e superiores do fragmento próximo ao espaço. Miles et al.[20] compararam o deslocamento médio durante o teste cíclico de fixação com parafuso *lag* ou não em fraturas oblíquas do dedo em um modelo cadavérico e não encontraram diferenças significativas. As forças de cisalhamento de parafusos de rosca parcial podem ser mais prejudiciais em comparação a parafusos de maior comprimento de trabalho; no entanto, os parafusos de rosca total, mais curtos e com eixo de menor diâmetro efetivo podem aumentar as tensões devido ao fator de entalhe (tensor). Isso também é relevante em fixações com parafusos bloqueados (não *lag*), quando seu comprimento de trabalho é utilizado, por exemplo, no bloqueio cortical distante para adaptação da rigidez interfragmentar; isso, porém, requer parafusos de dimensões adaptadas.[21,22] Em fraturas sacrais transforaminais instáveis e totalmente verticais, a fixação transilíaca-transsacral (TI-TS) com rosca total foi comparada à mesma fixação TI-TS com rosca parcial. Os resultados indicam que, nesta análise biomecânica cadavérica com fixação instável, o deslocamento e a taxa de falha foram maiores nos espécimes de rosca parcial, enquanto espécimes de rosca total demonstraram maior força média até a falha.[23] Em um bloco de osso sintético com carga de cisalhamento, a carga de escoamento e o deslocamento de parafusos com rosca total foram 64% e 67% maiores do que os valores observados com parafusos de rosca parcial, respectivamente.[2]

Em nosso estudo, assim como em pesquisas anteriores, os parâmetros observados, como por exemplo a força de compressão, foram muito variáveis (desvio-padrão até 9% da média em nosso estudo e de até 12% segundo outros autores);[19] embora tenhamos excluído os casos extremos de compressão interfragmentar da análise estatística, deve-se ressaltar a existência de valores aberrantes (►**Fig. 5**), que já foram descritos, assim como os intervalos aumentados.[24] De modo geral, os valores medianos de força de compressão e rigidez à torção foram menores e associados à maior variação no grupo TOTAL (diferença não significativa, de baixa potência). Esses fatores de alta variação são provavelmente o produto da técnica cirúrgica e, talvez, dos próprios construtos: a colocação confiável de parafusos de rosca total pode ser mais difícil, já que o contato entre o orifício piloto perto da cortical e o parafuso é específico à amostra e sua padronização não é muito fácil. Assim, os parafusos de rosca parcial podem simplificar o procedimento cirúrgico e minimizar a colocação inadequada do dispositivo.[16] No entanto, teoricamente, esperamos que os parafusos de rosca total possam ser associados a cargas de falha ligeiramente maiores em ossos de alta densidade[19] devido à maior área de contato, mas não pudemos comprovar isso estatisticamente neste estudo piloto. A avaliação por micro-TC revelou uma área de contato 35% maior no fragmento próximo (cis) perto da cabeça de um parafuso *lag* de rosca total em comparação a um parafuso *lag* de rosca parcial. Poderíamos demonstrar forças de compressão interfragmentares semelhantes nos grupos TOTAL e PARCIAL.[4] Talvez ainda haja alguma alternância e contato, em especial em canais longos e estreitos de substrato de rigidez comparável; dessa forma, os parafusos de rosca total devem ser usados em orifícios mais extensos no fragmento próximo (cis), muito maiores do que o diâmetro externo, para obter forças de compressão ainda maiores. A diferença na força de compressão entre a fixação de parafusos com

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

rosca total e parcial pode ser mais pronunciada em ossos mais frágeis, de menor densidade, se a área de contato ao redor da cabeça do parafuso for menor, como demonstrado à microtomografia computadorizada (micro-TC).

Este estudo biomecânico utilizou um modelo ósseo de alta densidade, semelhante ao osso cortical. O impacto em um modelo ósseo osteoporótico ou metafisário, de menor densidade, não é conhecido; portanto, nestes modelos, a fixação pode levar a uma perda de redução. Parafusos com rosca total podem, portanto, ser úteis no tratamento de fraturas diafisárias em pacientes jovens com melhor qualidade óssea. As limitações do método de determinação da pressão interfragmentar e da força de compressão foram amplamente discutidas em uma publicação anterior[18] (►**Fig. 2**), mas a alta variação dentro dos grupos pode ser resultado dessa remontagem. Além disso, para evitar os valores aberrantes, é provável que o processo de criação da compressão deveria ser padronizado com maior rigor, por exemplo, com sistemas de guia para perfuração, aplicação de parafusos e blocos guias para os fragmentos da fratura. No entanto, isso não representaria mais a aplicação clínica. O tamanho limitado da amostra pode ter levado à ausência de diferenças estatísticas entre os grupos, mas as diferenças medianas entre os grupos foram pequenas e a variabilidade também foi comparativamente alta dentro dos grupos. Testamos uma configuração estável com compressão interfragmentar conhecida. Já foi demonstrado que os parafusos de rosca total podem ser superiores a parafusos de rosca parcial em uma configuração instável, ou seja, sem compressão interfragmentar, como um espaço remanescente (parafuso posicional). A configuração do teste biomecânico em torção pode não ser representativa da realidade clínica, em que os parafusos de compressão devem ser combinados a uma placa de neutralização ou pelo menos outro parafuso de compressão interfragmentar quando houver torção ou flexão.

Conclusões

Não há diferença aparente na força de compressão inicial (carga de falha à torção) quando parafusos de rosca total ou parcial são usados neste modelo biomecânico de osso artificial estável e de alta densidade. Mais estudos são necessários para avaliar o significado clínico deste achado.

Contribuições dos Autores

Todos os autores contribuíram para a concepção e delineamento experimental do estudo. A aquisição do material, o preparo e a coleta de dados foram realizados por T. O., M. L., G. R., D. W. e M. H. Os dados foram analisados por T. O., E. A. e M. H. A primeira versão do manuscrito foi escrita por T.O., E. A., M. H., e todos os autores comentaram as versões anteriores. Todos os autores leram e aprovaram o manuscrito final.

Suporte Financeiro

Este estudo foi realizado como parte do *Stephan Perren AO Trauma Research Traveling Fellowship* recebido por Tosan Okoro e Marcus Landgren.

Conflito de Interesses

Os autores não têm conflitos de interesse a declarar.

Agradecimentos

Agradecemos a Mario Thiele pelo auxílio com as imagens de micro-TC.

Referências

1 Roberts TT, Prummer CM, Papaliodis DN, Uhl RL, Wagner TA. History of the orthopedic screw. Orthopedics 2013;36(01): 12–14
2 Downey MW, Kosmopoulos V, Carpenter BB. Fully Threaded Versus Partially Threaded Screws: Determining Shear in Cancellous Bone Fixation. J Foot Ankle Surg 2015;54(06): 1021–1024
3 Singh AP. Interfragmentary Screw or Lag Screw Fixation. [Accessed 17th December 2019]. Available from: https://boneandspine.com/interfragmentary-screw-or-lag-screw/#lag-screw-principle
4 Eastman J, Deafenbaugh B, Christiansen B, Garcia-Nolen T, Lee M. Achieving interfragmentary compression without special drilling technique or screw design. J Orthop Res 2018;36(04):1099–1105
5 Rao E, Naveen S, Rao RC, Kollabathula K, Srirambhatla M, Gandham S. Principle of Lag-Screw Fixation in Mandibular Trauma. J Int Soc Prev Community Dent 2019;9(03):282–289
6 Giles JB, DeLee JC, Heckman JD, Keever JE. Supracondylar-intercondylar fractures of the femur treated with a supracondylar plate and lag screw. J Bone Joint Surg Am 1982;64(06):864–870
7 Vijimohan SJ, Haque S, Ellis D. An Alternate Technique of Applying Lag Screw for Fixation of Distal Fibula Fracture: Posterior to Anterior Interfragmentary Compression Screw. Foot Ankle Spec 2017;10(06):555–559
8 Mencio GA, Swiontkowski MF, Green NE. Green's skeletal trauma in children. 6 th ed. Philadelphia: Elsevier/Saunders; 2015
9 Greiwe M, Ed. Shoulder and elbow trauma and its complications. Volume 2: The elbow. New York: Elsevier; 2015
10 Sheth NP, Lonner JH. Gowned and Gloved Orthopaedics: Introduction to Common Procedures. Philadelphia: Elsevier/Saunders; 2009
11 Miyanji F, Mahar A, Oka R, Pring M, Wenger D. Biomechanical comparison of fully and partially threaded screws for fixation of slipped capital femoral epiphysis. J Pediatr Orthop 2008;28(01): 49–52
12 Bulut T, Gursoy M, Ertem H. Fully threaded headless compression screw versus partially threaded cancellous lag screw in medial malleolus fractures: clinical and radiological outcomes. Eur J Trauma Emerg Surg 2021;47(01):179–185
13 Kassi JP, Hoffmann JE, Heller M, Raschke M, Duda GN. Bewertung der Stabilität von Frakturfixationssystemen: Mechanische Vorrichtung zur Untersuchung der 3-D-Steifigkeit in vitro. Biomed Tech (Berl) 2001;46(09):247–252
14 Duda G. Muskuloskelettale Belastungen: Beitrag zu den mechanischen Rahmenbedingungen der Frakturheilung. Charité; 2001
15 Crosbie S, Corliss D. Are you dense? using kernel density estimation (kde) to connect the dots amidst uncertainty (Paper DV-06–2012). Presented at: MWSUG Conference; 2012. Available from: https://www.mwsug.org/proceedings/2012/DV/MWSUG-2012-DV06.pdf
16 Rozell JC, Chin M, Donegan DJ, Hast MW. Biomechanical Comparison of Fully Threaded Solid Cortical Versus Partially Threaded Cannulated Cancellous Screw Fixation for Lisfranc Injuries. Orthopedics 2018;41(02):e222–e227
17 Salduz A, Birisik F, Polat G, Bekler B, Bozdag 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(01):146

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.

18 Keltz E, Mora AJ, Wulsten D, et al. Is initial interfragmentary compression made to last? An ovine bone in vitro study. Injury 2021;52(06):1263–1270
19 Hart A, Harvey EJ, Rabiei R, Barthelat F, Martineau PA. Fixation strength of four headless compression screws. Med Eng Phys 2016;38(10):1037–1043
20 Miles MR, Green T, Parks BG, Thakkar MY, Segalman KA, Means KR Jr. Comparison of Lag Versus Nonlag Screw Fixation for Long Oblique Proximal Phalanx Fractures: A Biomechanical Study. J Hand Surg Am 2021:S0363-5023(21)00334-8
21 Bottlang M, Doornink J, Fitzpatrick DC, Madey SM. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength. J Bone Joint Surg Am 2009;91(08):1985–1994
22 Heyland M, Duda GN, Haas NP, et al. Semi-rigid screws provide an auxiliary option to plate working length to control interfragmentary movement in locking plate fixation at the distal femur. Injury 2015;46(Suppl 4):S24–S32
23 Shannon SF, Oppizzi G, Schloss MG, et al. Do Fully Threaded Transiliac-Transsacral Screws Improve Mechanical Stability of Vertically Unstable Pelvic Fractures? A Cadaveric Biomechanical Analysis. J Orthop Trauma 2021;35(01): e18–e24
24 Srinivasan A, Young M, Ambrose C, Kellam J. Maintenance of Compression With a Positional Screw Versus Compression Generated With a Lag Screw. J Orthop Trauma 2019;33(11): 564–568

 © 2022. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. All rights reserved.