



Artigo Original

Avaliação biomecânica da fixação do tendão da cabeça longa do bíceps braquial por três técnicas: modelo em ovinos[☆]



Carlos Henrique Ramos* e Júlio Cezar Uili Coelho

Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 22 de fevereiro de 2016

Aceito em 18 de março de 2016

On-line em 15 de julho de 2016

Palavras-chave:

Bíceps braquial

Úmero

Biomecânica

Tendões

R E S U M O

Objetivo: Avaliar biomecanicamente a fixação da cabeça longa do bíceps braquial no úmero com âncoras ósseas, parafuso de interferência e sutura em partes moles e comparar resistência, força máxima de tração e tipos de falha na fixação.

Métodos: Foram usados 30 ombros de ovinos frescos, divididos em três grupos de dez para cada técnica. Após fixação, os tendões foram submetidos a tração longitudinal contínua até falha do sistema e obtiveram-se força máxima de tração (N) e deslocamento (mm).

Resultados: A força máxima de tração foi em média $95 \pm 35,3$ N para âncoras ósseas, $152,7 \pm 52,7$ N para parafuso de interferência e $104,7 \pm 23,54$ N para partes moles. Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$): o parafuso de interferência demonstrou força máxima de tração superior às fixações com âncoras ósseas ($p = 0,00307$) e partes moles ($p = 0,00473$). A resistência com parafuso de interferência também foi superior à dos outros dois métodos ($p = 0,0000127$ e $p = 0,0000029,5$ respectivamente). Âncoras ósseas e partes moles não apresentaram diferenças, tanto para força máxima de tração ($p = 0,9420$) quanto para resistência ($p = 0,141$).

Conclusão: A tenodese da cabeça longa do bíceps braquial com parafuso de interferência demonstra maior resistência quando comparada com as técnicas com âncoras ósseas e partes moles. As duas últimas técnicas não diferem.

© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Biomechanical evaluation of the long head of the biceps brachii tendon fixed by three techniques: a sheep model

A B S T R A C T

Objective: To evaluate the biomechanical properties of the fixation of the long head of the biceps brachii into the humeral bone with suture anchors, interference screw, and soft tissue suture, comparing strength, highest traction load, and types of fixation failure.

Keywords:

Biceps brachii

Humerus

[☆] Trabalho desenvolvido no Departamento de Clínica Cirúrgica, Hospital de Clínicas, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, PR, Brasil.

* Autor para correspondência.

E-mail: chramos@hotmail.com (C.H. Ramos).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2016.03.015>

0102-3616/© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Biomechanic
Tendons

Methods: Thirty fresh-frozen sheep shoulders were used, separated into three groups of ten for each technique. After fixation, the tendons were subjected to longitudinal continuous loading, obtaining load-to-failure (N) and displacement (mm).

Results: The mean load-to-failure for suture anchors was 95 ± 35.3 N, 152.7 ± 52.7 N for interference screw, and 104.7 ± 23.54 N for soft tissue technique. There was a statistically significant difference ($p < 0.05$), with interference screw demonstrating higher load-to-failure than suture anchor fixation ($p = 0.00307$) and soft tissue ($p = 0.00473$). The strength of interference screw was also superior when compared with the other two methods ($p = 0.0000127$ and $p = 0.00000295$, respectively). There were no differences between suture anchors and soft tissue technique regarding load-to-failure ($p = 0.9420$) and strength ($p = 0.141$).

Conclusion: Tenodesis of the long head of the biceps brachii with interference screw was stronger than the suture anchors and soft tissue techniques. The other two techniques did not differ between themselves.

© 2016 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introdução

Afecções do tendão da cabeça longa do bíceps braquial (TCLBB) são causas frequentes de dor no ombro. Seu tratamento deve ser conservador (analgésicos, anti-inflamatórios, fisioterapia etc.), porém nos casos sem sucesso a cirurgia é indicada. O procedimento preconizado é a tenotomia da cabeça longa do bíceps (secção do tendão no nível de sua inserção junto à cavidade glenoidal) associada ou não à tenodese da cabeça longa do bíceps (fixação do tendão na região do sulco do bíceps no úmero). A tenodese tem sido sugerida como vantajosa sobre a tenotomia isolada por manter a relação comprimento/tensão e a força de flexão e supinação do cotovelo e prevenir atrofia, dor no local e deformidade estética. Recentes avanços permitiram a tenodese preferencialmente por via artroscópica, que, apesar de promover resultados semelhantes à cirurgia aberta, oferece vantagens como incisão cirúrgica e dor pós-operatória menores, preservação do músculo deltoide e retorno precoce às atividades, principalmente quando associada ao procedimento simultâneo do reparo no manguito rotador.¹⁻³ Dos métodos artroscópicos de fixação, os mais frequentemente usados são âncoras ósseas, parafuso de interferência (PI) e sutura em partes moles sem uso de implante.^{1,2,4-8} Mobilização pós-operatória precoce do membro superior é importante na recuperação, porém pode colocar em risco a tenodese com possível soltura do tendão. Para evitá-lo o sistema de maior resistência deve ser usado. Outro aspecto está relacionado ao maior custo na feitura do procedimento pelo uso de implantes, barato quando usada a técnica em partes moles. O esclarecimento quanto ao método mais resistente justificaria o uso ou não de implantes, com melhor custo-benefício na escolha da técnica. Dentre os métodos de fixação citados não há consenso na literatura sobre qual apresenta maior resistência.⁹⁻²⁴ O objetivo deste estudo é comparar a fixação do tendão da cabeça longa do bíceps braquial no úmero, feita por três técnicas (âncoras ósseas, PI e sutura em partes moles) com relação à resistência na fixação, força máxima de tração e falha do sistema.

Material e métodos

Após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital do Trabalhador da Universidade Federal do Paraná, foram adquiridos 30 espécimes de ombro frescos de ovinos da raça textel, esqueleticamente imaturos, entre seis e 12 meses, de uma empresa comercial especializada. As peças foram congeladas imediatamente após abate e foram mantidas à temperatura de -20° Celsius até 24 horas antes do preparo. Posteriormente, as peças foram descongeladas em temperatura ambiente para ser submetidas à tenodese. Foram preparadas com dissecação do osso umeral, foram preservados apenas o bíceps e a porção anterior do manguito rotador inserida no tubérculo maior do úmero. O tendão proximal do bíceps foi seccionado junto ao lábio glenoidal na porção superior da cavidade glenoidal (osso escapular), manteve-se sua inserção distal no osso cubital (fig. 1). Os espécimes foram divididos em três grupos de dez, conforme o tipo de tenodese, foram descongeladas dez peças de cada vez, com intervalo de 15 dias entre cada ensaio.

Tenodese com âncoras ósseas

Após confecção de dois orifícios na região metafisária umeral (sulco do bíceps), duas âncoras ósseas de modelo rosqueadas em material titânio, com diâmetro de 4.0 mm, montadas com um fio de Ethibond 2® (poliéster trançado), foram inseridas com distância de 5 mm entre elas (fig. 2). Em seguida, o tendão do bíceps foi fixado no úmero com um ponto simples em cada âncora (fig. 3).

Tenodese com parafuso de interferência

Feita perfuração na região metafisária umeral (sulco do bíceps) à distância de 2 cm do ápice da cabeça umeral com broca óssea correspondente ao diâmetro e ao comprimento do parafuso (7×20 mm). A extremidade livre do tendão foi reparada por meio de sutura contínua com fio tipo Ethibond 2® e inserida no orifício umeral para fixação com PI, paralelamente às fibras do tendão (figs. 4 e 5). Durante inserção do parafuso, o tendão

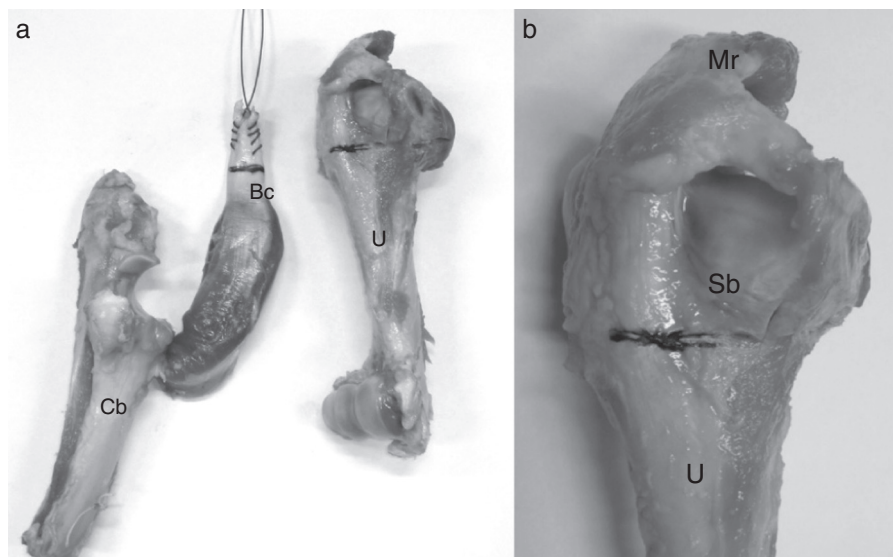


Figura 1 – Fotografia das peças obtidas por dissecação, mantiveram-se inserção distal do bíceps no osso cubital (a) e manguito rotador no úmero (b).

Cb, osso cubital; Bc, bíceps; Sb, sulco do bíceps; U, úmero; Mr, manguito rotador.

foi mantido em tração contra cortical oposta por meio da transfixação prévia do fio de reparo com fio guia de aço fenestrado para mantê-lo dentro do orifício ósseo.

Tenodese do bíceps em partes moles

A sutura do tendão bicipital foi feita na porção remanescente do manguito rotador mantida no tubérculo maior do úmero, com três pontos simples de fios tipo Ethibond 2® (fig. 6).

As medições foram feitas com paquímetro metálico de precisão (150mm-6”) marca Vonder®. Após preparo cirúrgico, o material foi enviado ao Laboratório de Biomecânica da UTFPR (Universidade Tecnológica Federal do Paraná) para ensaio.

Para tração axial foi usada máquina hidráulica universal de ensaios de tração MTS 810 (100 KgN), com segundo atuador (MTS 242.02) adaptado com célula de carga de 10KgN, modelo 661.19F-02 da MTS Systems Corporation, com capacidade para 10KN, e aplicaram-se 5 mm/minuto de velocidade.

Os modelos foram montados de maneira que a tração fosse exercida no sentido longitudinal aos eixos do tendão e úmero, para simular sentido normal da contração pelo bíceps. Foram desenvolvidos dispositivos em ferro adaptados na máquina de tração para fixação nas extremidades do espécime. Na parte superior o osso cubital foi apoiado na peça e o tendão foi passa através de orifício central. Para estabilização inferior, um adaptador cilíndrico foi fixado na mesa de tração. Essa peça apresentava perfurações laterais, para estabilização do úmero no seu interior com dois fios de aço de diâmetro resistente (5 mm) transfixados de maneira cruzada na região metafisária. A distância entre as extremidades variou de acordo com o comprimento do conjunto músculo/tendão. Para melhor adaptação, na montagem o comprimento do úmero foi cortado no nível do terço médio (fig. 7). Com auxílio do software MTS-Test Star II, 790.90, Testworks – 1994, foram obtidos gráficos com força máxima de tração (Newtons) até a falha do sistema. Força máxima de tração (FMT) foi considerada como

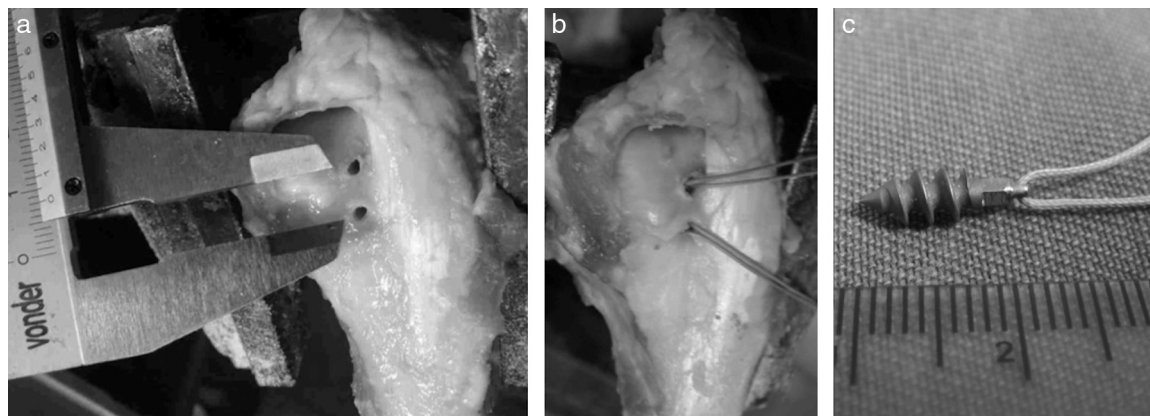


Figura 2 – Fotografias que mostram preparo do úmero com perfurações ósseas (a), inserção das âncoras no sulco do bíceps (b) e tipo de âncora usada (c).

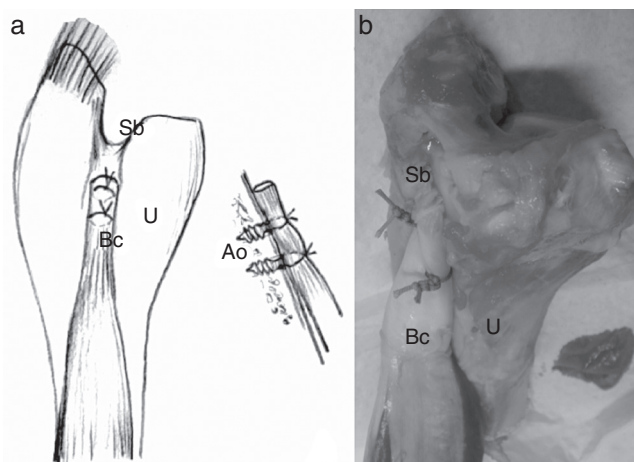


Figura 3 – Desenho (a) e fotografia de espécime (b) que mostra técnica de fixação com âncoras ósseas. Ao, âncoras ósseas; Bc, bíceps; Sb, sulco do bíceps; U, úmero.

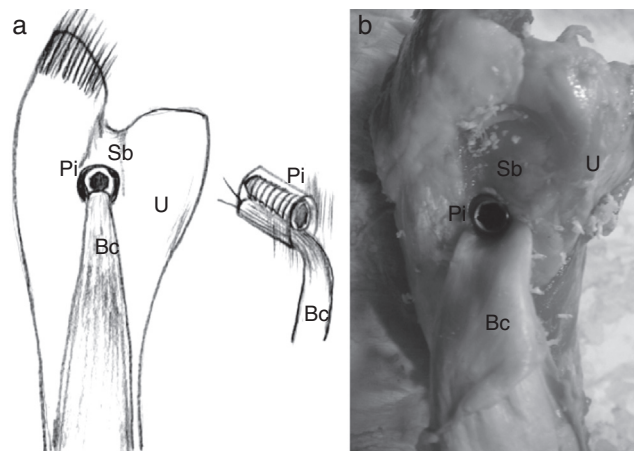


Figura 5 – Desenho (a) e fotografia de espécime (b) que mostra técnica de fixação com parafuso de interferência. Bc, bíceps; Sb, sulco do bíceps; Pi, parafuso de interferência; U, úmero.

a força necessária para rompimento da fixação (falha do sistema), obtida com pico máximo da curva, representada pelo eixo vertical do gráfico. A falha do sistema foi considerada no momento em que o sistema perdeu resistência à tração, seja por deslizamento do tendão, soltura ou ruptura da fixação, mesmo que não houvesse separação completa do sistema tendão-osso. O deslocamento até falha foi representado pelo eixo horizontal. A resistência foi calculada pela divisão da FMT sobre deslocamento (fig. 8).

Os resultados foram submetidos à análise estatística com estimador não paramétrico de Kaplan-Meier para função de sobrevivência. Comparou-se o intervalo de 95% de confiança para probabilidade de o sistema não falir até determinada força para cada método de fixação (força máxima de tração e resistência). Para evidência quantitativa foi usado o teste de

significância de Logrank, com cálculo do p-valor (significativo para $p < 0,05$).

Os testes foram feitos com os programas Microsoft® Excel XP e Origin Pro® 6.1. Para análise estatística e ajuste dos modelos de sobrevivência/confiabilidade foi usado o software estatístico R, que é livre e de código aberto.

Resultados

Os resultados com valores máximo, mínimo e média de FMT e resistência para os três métodos estão descritos nas tabelas 1 e 2. Os valores centrais dos dados, dispersão e possíveis dados discrepantes são mostrados nos gráficos Box-Plot para as mesmas variáveis (fig. 9). A média de FMT dos méto-

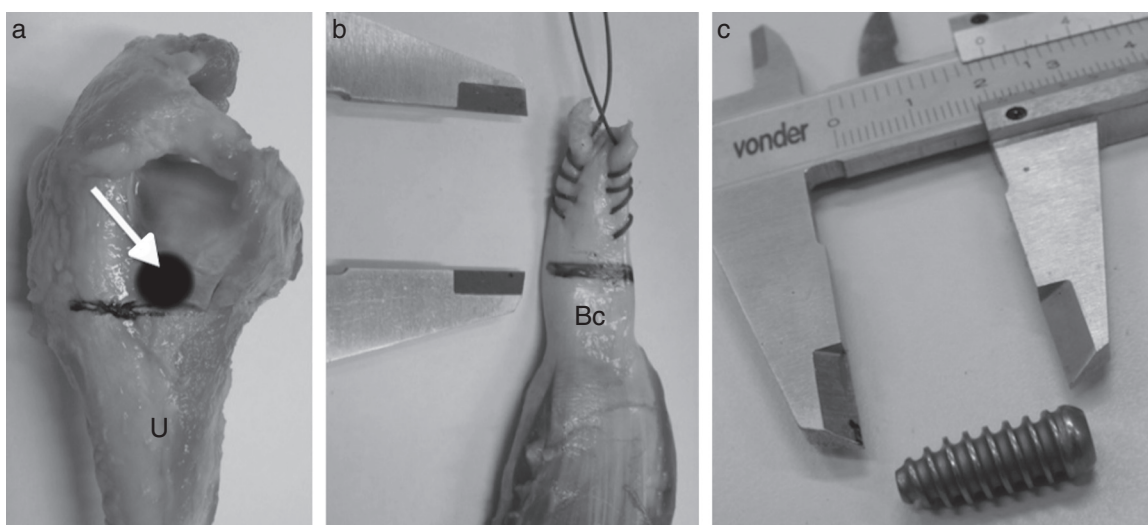


Figura 4 – Fotografias que mostrando a técnica de fixação com parafuso de interferência: perfuração umeral (seta) (a), reparo do tendão (b) e tipo de parafuso (c). Bc, bíceps; U, úmero; Seta, perfuração umeral.

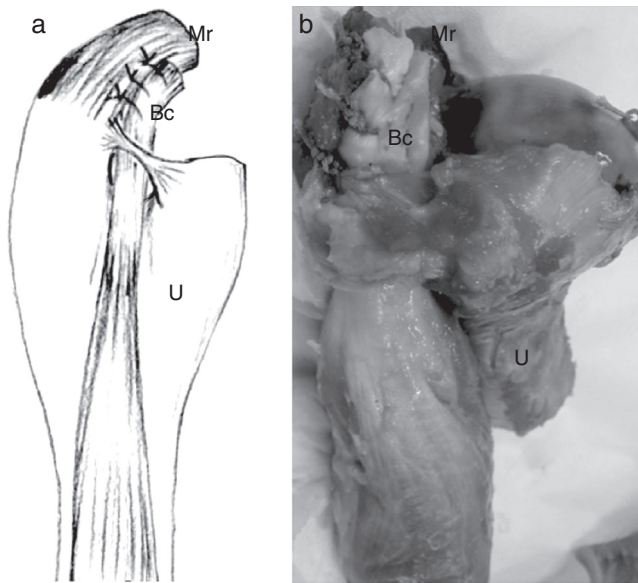


Figura 6 – Desenho (a) e fotografia de espécime (b) que mostra técnica de fixação em partes moles. Bc, bíceps; Mr, manguito rotador; U, úmero.

dos foi: $95 \pm 35,3$ N (variação 50 a 156 N) para âncoras ósseas; $152,7 \pm 52,7$ N (57 a 212 N) para PI; $104,7 \pm 23,54$ N (75,9 a 145 N) para partes moles. Na técnica com âncoras ósseas, a falha ocorreu principalmente na junção da sutura com o tendão (nove testes) e houve rasgadura das fibras no sentido longitudinal, sem soltura óssea da(s) âncora(s) óssea(s) (fig. 10). Em um teste houve falha de uma sutura junto à âncora distal e rompimento do tendão na outra sutura. Nos testes com PI a falha ocorreu principalmente por deslizamento do tendão

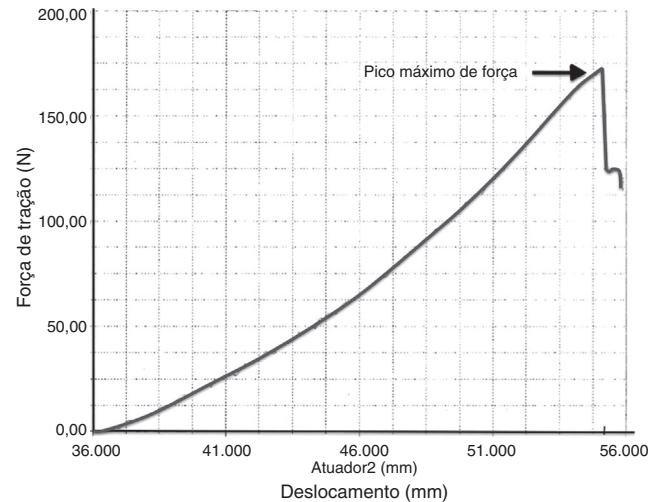


Figura 8 – Valores registrados para pico máximo de força e deslocamento até falha do sistema.

(oito testes) e não houve soltura do implante (fig. 11). Em dois casos a falha ocorreu por ruptura na junção miotendinosa sem soltura da fixação. Todos os testes com fixação tipo partes moles demonstraram falha por deslizamento do tendão, a sutura ficou íntegra nas fibras do bíceps ou do manguito rotador. As curvas de Kaplan-Meier e os valores p de Logrank aplicados aos três métodos estudados demonstraram que a fixação com PI difere significativamente ($p < 0,05$) dos outros métodos, com FMT superior às fixações com âncoras ósseas ($p = 0,00307$) e partes moles ($p = 0,00473$). A resistência com PI também foi superior à dos outros dois métodos ($p = 0,0000127$ e $p = 0,00000295$, respectivamente). Âncoras ósseas e partes moles não diferiram significativamente tanto para FMT ($p = 0,9420$) quanto para resistência ($p = 0,141$).

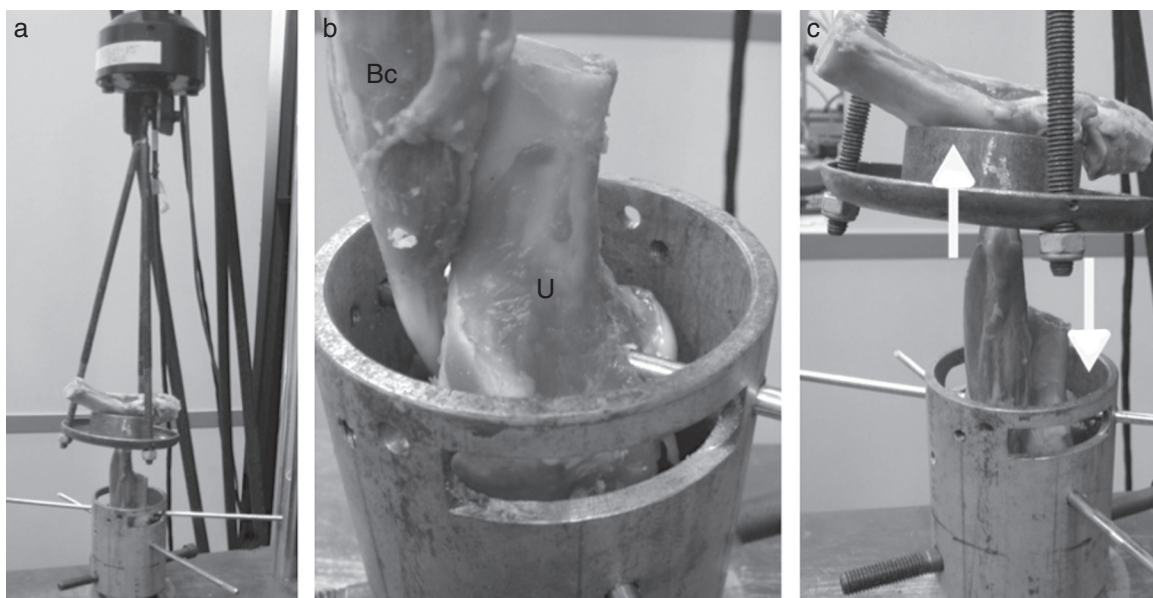


Figura 7 – Fotografias que mostram montagem final do modelo (a), fixação do úmero com fios de aço transfixados (b) e sentido/eixo da tração (setas) (c). Bc, bíceps; U, úmero; Setas, sentido da tração.

Tabela 1 – Força máxima de tração do tendão da cabeça longa do bíceps braquial após tenodese por âncoras ósseas, parafuso de interferência e sutura em partes moles sem implante (n = 30)

	Âncoras ósseas N	PI N	Partes moles N
Média	95	152,7	104,7
Máximo	15	212	145
Mínimo	50	57	75,9
DP	35,3	52,7	23,5

DP, desvio padrão; n, número de testes; N, Newton; PI, parafuso de interferência.

Tabela 2 – Resistência do tendão da cabeça longa do bíceps braquial após tenodese por âncoras ósseas, parafuso de interferência e sutura em partes moles sem implante (n = 30)

	Âncoras ósseas N/mm	PI N/mm	Partes moles N/mm
Média	4,7	9,9	4,1
Máximo	7,7	13,9	5,6
Mínimo	2,8	6,4	3,2
DP	1,5	2,3	0,6

DP, desvio padrão; n, número de testes; N, Newton/milímetros; PI, parafuso de interferência.

Discussão

A tenodese da cabeça longa do bíceps braquial tem sido feita de preferência pela técnica artroscópica e a segurança da fixação deve garantir retorno precoce à mobilização pós-operatória sem soltura do tendão.² Entre os métodos mais usados de fixação (sutura em partes moles, fixação óssea

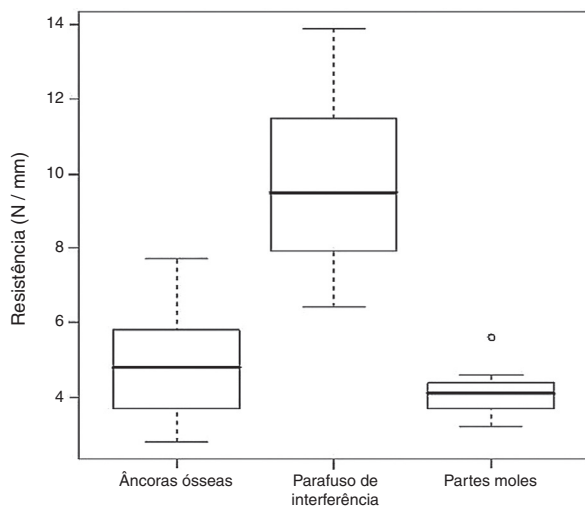


Figura 9 – Valores centrais dos dados, dispersão e possíveis dados discrepantes da resistência da cabeça longa do bíceps braquial após tenodese por âncoras ósseas, parafuso de interferência e em partes moles sem implante (n = 30).

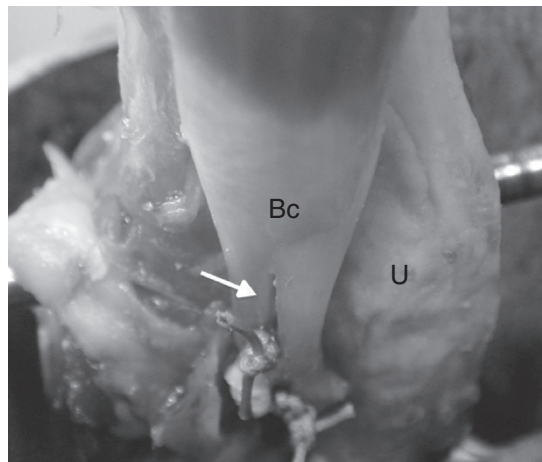


Figura 10 – Fotografia de espécime que mostra deslizamento da sutura no tendão por rasgadura durante teste com âncoras ósseas (seta).

Bc, bíceps; U, úmero; Seta, rasgadura no tendão.

com implantes tipo âncoras ósseas e PI) não há consenso sobre qual oferece maior resistência. A maioria dos trabalhos compara resistência entre âncoras ósseas e PI, há menos informações com relação à sutura em partes moles. Não encontramos ensaios que comparassem os três tipos. Apesar disso, de acordo com a literatura podemos afirmar que em média os valores descritos de FMT com âncoras ósseas foi 188 N, variação de 68,5 N a 310 N. Com PI a média foi de 241 N (159 N a 480 N) e para fixação em partes moles de 179 N (142 N a 216 N).⁹⁻²⁴ Em nosso estudo esses valores foram respectivamente 95 N, 152,7 N, e 104,7 N, que, se comparados isoladamente com a literatura, foram inferiores para os três métodos. Podemos atribuir essa diferença pelo fato de serem estudos com metodologias diferentes ou a fatores

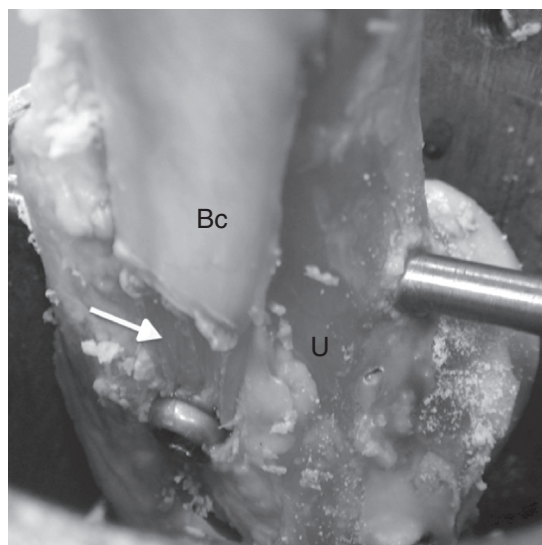


Figura 11 – Fotografia de espécime que mostra deslizamento do tendão fixado com parafuso de interferência (seta).

Bc, bíceps; U, úmero; Seta, deslizamento do tendão.

como tipos de espécimes (cadáveres humanos, ovinos, suínos), densidade óssea, natureza dos implantes (metálicos, bioabsorvíveis), tipos diferentes de fios de sutura e âncoras ósseas, frequência no deslocamento da tração no tendão ou técnica cirúrgica. Para suturas com âncoras e partes moles a confecção dos pontos foi do tipo “simples”. Configurações tipo em U ou em “laçadas” poderiam modificar a resistência ao teste.^{22,25} Também podem ocorrer alterações com uso de uma ou duas âncoras, há geralmente maior resistência nos modelos com dois implantes.¹⁴ Âncoras preparadas com fio duplo também demonstraram maior resistência.²¹ Outro fator se refere à diferença provocada por testes de tração cíclicos ou contínuos. Seguimos o modelo semelhante ao descrito por Bradbury *et al.*,¹⁸ que testaram a resistência do bíceps com tração contínua e justificaram que as falhas da fixação no pós-operatório ocorreriam em movimento único e repentino de flexão ou supinação do antebraço, ao contrário da deformação plástica simulada por testes cíclicos. Mesmo assim, os autores sugerem testes cíclicos para comparação entre técnicas pela possibilidade de variação. Essa pode ser considerada uma das limitações do nosso estudo. Apesar de alguns autores incluírem outras técnicas em seus estudos, encontramos algumas comparações entre PI e âncoras ósseas. A maioria obteve diferença estatisticamente significativa. Isso sugere que fixação com PI confere maior resistência se comparada com as âncoras ósseas.^{10,12,15,16,22} Outros estudos não demonstraram diferença estatística entre as mesmas técnicas, apesar da FMT ter sido sempre superior para fixação com PI.^{11,14,19-21,23} Com relação à fixação em partes moles, encontramos dois ensaios biomecânicos que a comparam com âncoras ósseas e PI respectivamente, não houve diferença estatística na resistência em ambos. Apesar disso, no segundo caso a sutura em partes moles foi feita no tendão do músculo peitoral maior com mais de dois pontos, o que pode explicar a maior FMT em relação ao PI.^{17,24} Nosso estudo demonstra que a fixação por PI é mais resistente e com FMT superior aos outros dois métodos. Encontramos como principal mecanismo de falha no método com PI o deslizamento do tendão sem soltura do parafuso, observado em 80% dos ensaios. Em apenas duas situações a resistência do sistema foi maior, houve falha na junção miotendinosa. Essa situação é semelhante à literatura, é rara a falha no sistema implante-osso.²⁶ Nos métodos com âncoras ósseas e partes moles, a falha ocorre principalmente na junção tendão-fio de sutura, sem romper o fio ou soltar o implante. As falhas ocorreram no sentido longitudinal das fibras tendinosas e das forças de tração, o que produziu rasgadura. Lopez-Vidriero *et al.*¹⁷ observaram o mesmo e concluíram que a qualidade do tendão é importante para esses dois tipos de fixação. Outra possibilidade de falha é por rompimento do fio na junção com a âncora, demonstrada como maioria dos casos por outros autores. Nesses, a falha poderia ocorrer devido à menor resistência e qualidade do fio de sutura ou mesmo pela qualidade da âncora, que com irregularidades no orifício de passagem do fio causaria maior atrito e o fragilizariam.^{10,12,27,28} Para comparação na prática com relação à segurança da tenodese, podemos acrescentar observações como as descritas por Jazrawi *et al.*,²⁹ que definiram 52N como a força média exercida no tendão do bíceps para manter o braço em flexão sem resistência e 110N para sustentar 1 Kg. Quando se faz tenotomia sem fixação, a

possibilidade de retração do tendão é bastante provável, como demonstraram Wolf *et al.* após tração de apenas 110N em média até provocar migração.¹³ Mesmo com a porção articular espessada do tendão (comum pelo processo degenerativo), a falha ocorre em média após tração de 33N.³⁰ Tentativas de aumentar a resistência com preservação da porção do *labrum superior* no bíceps no momento da tenotomia não demonstraram segurança, com resistência média de apenas 73N.¹⁸ Assim, a tenodese deve ser feita quando se deseja prevenir retração do tendão. Com esses dados, mesmo ao encontrar em nosso estudo valores menores de resistência comparados à literatura, podemos sugerir que as três técnicas seriam seguras à mobilização ativa precoce no pós-operatório do membro superior, desde que feitas sem peso ou resistência. Apesar disso, oscilações importantes ocorreram, como em um ensaio com âncoras ósseas em que falharam aos 50N de tração ou em outro com PI que falhou com 57N. A fixação com PI, mesmo ao demonstrar maior resistência em média, apresentou desvio padrão superior com variação maior de valores altos e baixos. Talvez essa técnica seja mais susceptível a erros, sob influência maior de fatores como variações na relação dos diâmetros do parafuso, tendão e/ou orifício ósseo, qualidade óssea e/ou tendinosa. Outros fatores a se considerar referem-se às variações que podem ocorrer no procedimento cirúrgico, incluindo técnica cirúrgica e experiência do cirurgião. Isso poderia justificar as oscilações, porém em nossa metodologia essas variáveis foram cuidadosamente mantidas iguais. Brand *et al.*³¹ demonstraram que a densidade óssea pode interferir na resistência da fixação com PI. Esse fator deve ser observado se a fixação é feita ao nível supra ou subpeitoral e principalmente se feita em pacientes com osteoporose. Por outro lado, diâmetros variáveis do tendão, do parafuso e perfuração óssea, assim como natureza do implante (metálica ou bioabsorvível), parecem não interferir na resistência final.^{32,33} As técnicas com âncoras ósseas e partes moles, apesar de menos resistentes, foram mais constantes. Outros estudos são necessários para explicar essa situação. Algumas considerações podem ser feitas sobre o uso das três técnicas: em pacientes idosos ou portadores de osteoporose, a fixação do TCLBB nas partes moles talvez fosse mais resistente quando comparada com as âncoras ósseas e PI, que dependem de boa qualidade óssea. Do mesmo modo, situações em que os tendões são acometidos por degeneração, com qualidade ruim, a sutura em partes moles talvez devesse ser evitada. Pacientes jovens com boa qualidade óssea e maior demanda funcional seriam candidatos favoráveis ao uso de implantes. Nesse perfil se enquadram os pacientes que necessitam de maior segurança na fixação, prefere-se PI às âncoras ósseas. Se o fator custo for relevante, a fixação em partes moles poderia ser justificada se a qualidade do tendão for favorável.

Conclusão

O método de fixação do TCLBB com PI apresenta maior resistência do que a fixação com âncoras ósseas e em partes moles. Não há diferença estatisticamente significativa de resistência entre os dois últimos métodos. O método de fixação com PI necessita FMT até falha significativamente superior aos métodos com âncoras ósseas e partes moles. Não há diferença

estatisticamente significativa de FMT entre os dois últimos métodos. O principal mecanismo de falha com PI é o deslizamento do tendão. Nas fixações com âncoras ósseas e/ou partes moles, a falha ocorre predominantemente por ruptura do tendão. Não há falha por soltura do implante nos métodos com PI e âncoras ósseas.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Aos professores Mauro Albano e Edmar Stieven Filho, pelas orientações prestadas durante este trabalho. Ao professor Dr. Paulo Borges e ao acadêmico de engenharia mecânica Roberto Luís de Assumpção, pelo apoio técnico nos ensaios feitos no laboratório da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

REFERÊNCIAS

- Checchia SL, Doneux PS, Miyazaki AN, Silva LA, Fregoneze M, Ossada A, et al. Biceps tenodesis associated with arthroscopic repair of rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005;14(2):138-44.
- Checchia SL, Santos PD, Miyazaki AN, Fregoneze M, Silva LA, Leite FSF, et al. Avaliação dos resultados da tenodese artroscópica do bíceps, utilizando-se parafuso de interferência bioabsorvível. *Rev Bras Ortop.* 2007;42(8):237-43.
- Gurmani N, van Deurzen DF, Janmaat VT, van den Bekerom MP, et al. Tenotomy or tenodesis for pathology of the long head of the biceps brachii: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(12):3765-71.
- Boileau P, Krishnan SG, Coste JS, Walch G. Arthroscopic biceps tenodesis: a new technique using bioabsorbable interference screw fixation. *Arthroscopy.* 2002;18(9):1002-12.
- Gartsman GM, Hammerman SM. Arthroscopic biceps tenodesis: operative technique. *Arthroscopy.* 2000;16(5):550-2.
- Sekiya JK, Elkousy HA, Rodosky MW. Arthroscopic biceps tenodesis using the percutaneous intra-articular transtendon technique. *Arthroscopy.* 2003;19(10):1137-41.
- Gumina S, Carbone S, Perugia D, Perugia L, Postacchini F. Rupture of the long head biceps tendon treated with tenodesis to the coracoid process. Results at more than 30 years. *Int Orthop.* 2011;35(5):713-6.
- Lo IK, Burkhart SS. Arthroscopic biceps tenodesis using a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy.* 2004;20(1):85-95.
- Jayamoorthy T, Field JR, Costi JJ, Martin DK, Stanley RM, Hearn TC. Biceps tenodesis: a biomechanical study of fixation methods. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13(2):160-4.
- Ozalay M, Akpınar S, Karaeminogullari O, Balcik C, Tasci A, Tandogan RN, et al. Mechanical strength of four different biceps tenodesis techniques. *Arthroscopy.* 2005;21(8):992-8.
- Mazzocca AD, Bicos J, Santangelo S, Romeo AA, Arciero RA. The biomechanical evaluation of four fixation techniques for proximal biceps tenodesis. *Arthroscopy.* 2005;21(11):1296-306.
- Richards DP, Burkhart SS. A biomechanical analysis of two biceps tenodesis fixation techniques. *Arthroscopy.* 2005;21(7):861-6.
- Wolf RS, Zheng N, Weichel D. Long head biceps tenotomy versus tenodesis: a cadaveric biomechanical analysis. *Arthroscopy.* 2005;21(2):182-5.
- Kilicoglu O, Koyuncu O, Demirhan M, Esenyele CZ, Atalar AC, Ozsoy S, et al. Time-dependent changes in failure loads of 3 biceps tenodesis techniques: in vivo study in a sheep model. *Am J Sports Med.* 2005;33(10):1536-44.
- Kusma M, Dienst M, Eckert J, Steimer O, Kohn D. Tenodesis of the long head of biceps brachii: cyclic testing of five methods of fixation in a porcine model. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008;17(6):967-73.
- Golish SR, Caldwell PE 3rd, Miller MD, Singanamala N, Ranawat AS, Treme G, et al. Interference screw versus suture anchor fixation for subpectoral tenodesis of the proximal biceps tendon: a cadaveric study. *Arthroscopy.* 2008;24(10):1103-8.
- Lopez-Vidriero E, Costic RS, Fu FH, Rodosky MW. Biomechanical evaluation of 2 arthroscopic biceps tenodeses: double-anchor versus percutaneous intra-articular transtendon (PITT) techniques. *Am J Sports Med.* 2010;38(1):146-52.
- Bradbury T, Dunn WR, Kuhn JE. Preventing the popeye deformity after release of the long head of the biceps tendon: an alternative technique and biomechanical evaluation. *Arthroscopy.* 2008;24(10):1099-102.
- Patzer T, Santo G, Olender GD, Wellmann M, Hurschler C, Schofer MD. Suprapectoral or subpectoral position for biceps tenodesis: biomechanical comparison of four different techniques in both positions. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(1):116-25.
- Tashjian RZ, Henninger HB. Biomechanical evaluation of subpectoral biceps tenodesis: dual suture anchor versus interference screw fixation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(10):1408-12.
- Baleani M, Francesconi D, Zani L, Giannini S, Snyder SJ. Suprapectoral biceps a biomechanical comparison of a new soft anchor tenodesis technique versus interference screw biceps tendon fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2015;30(2):188-94.
- Patzer T, Rundic JM, Bobrowitsch E, Olender GD, Hurschler C, Schofer MD. Biomechanical comparison of arthroscopically performable techniques for suprapectoral biceps tenodesis. *Arthroscopy.* 2011;27(8):1036-47.
- Papp DF, Skelley NW, Sutter EG, Ji JH, Wierks CH, Belkoff SM, et al. Biomechanical evaluation of open suture anchor fixation versus interference screw for biceps tenodesis. *Orthopedics.* 2011;34(7):e275-8.
- Ahmed M, Young BT, Bledsoe G, Cutuk A, Kaar SG. Biomechanical comparison of long head of biceps tenodesis with interference screw and biceps sling soft tissue techniques. *Arthroscopy.* 2013;29(7):1157-63.
- Lafosse L, Van Raebroeckx A, Brzoska R. A new technique to improve tissue grip: the lasso-loop stitch. *Arthroscopy.* 2006;22(11):1246.e1-3.
- Koch BS, Burks RT. Failure of biceps tenodesis with interference screw fixation. *Arthroscopy.* 2012;28(5):735-40.
- Meyer DC, Nyffeler RW, Fucentese SF, Gerber C. Failure of suture material at suture anchor eyelets. *Arthroscopy.* 2002;18(9):1013-9.
- Deakin M, Stubbs D, Bruce W, Goldberg J, Gillies RM, Walsh WR. Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthroscopy.* 2005;21(12):1447-51.
- Jazrawi LM, Rokito AS, Birdzell MG, Zuckerman JD. Biomechanics of the elbow. In: Nordin M, Frankel VH, editors. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 340-57.

30. Ahmad CS, DiSipio C, Lester J, Gardner TR, Levine WN, Bigliani LU. Factors affecting dropped biceps deformity after tenotomy of the long head of the biceps tendon. *Arthroscopy*. 2007;23(5):537-41.
31. Brand JC Jr, Pienkowski D, Steenlage E, Hamilton D, Johnson DL, Caborn DN. Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med*. 2000;28(5):705-10.
32. Slabaugh MA, Frank RM, Van Thiel GS, Bell RM, Wang VM, Trenhaile S, et al. Biceps tenodesis with interference screw fixation: a biomechanical comparison of screw length and diameter. *Arthroscopy*. 2011;27(2):161-6.
33. Caborn DN, Coen M, Neef R, Hamilton D, Nyland J, Johnson DL. Quadrupled semitendinosus-gracilis autograft fixation in the femoral tunnel: a comparison between a metal and a bioabsorbable interference screw. *Arthroscopy*. 1998;14(3):241-5.