

Análise da resistência de fios cirúrgicos utilizados no reparo do manguito rotador*

Strength analysis of surgical sutures used to repair the rotator cuff

MARCUS VALLADARES GUIMARÃES¹, LÚCIO HONÓRIO DE CARVALHO JÚNIOR²

RESUMO

Objetivo: Analisar a resistência final suportada por dois tipos de fio e pela interface âncora-fio em três diferentes implantes tipo âncora submetidos à tração contínua, com o propósito de indicar o mais apropriado para sutura de estruturas como o manguito rotador do ombro. **Métodos:** Os testes foram feitos em três grupos: grupo 1 – parafuso âncora de titânio com fio Ethibond® #2; grupo 2 – parafuso âncora de titânio com fio Fiber Wire® #2; e grupo 3 – parafuso âncora de titânio 5,0mm Corkscrew®. **Resultados:** No grupo 1, a carga máxima média até a soltura foi de 124,5 newtons (N), sendo a mínima de 105N e a máxima de 180N, com variação de 75N entre os dois extremos e desvio-padrão de 23,03N. No grupo 2, a carga máxima média até a soltura foi de 298N, mínima de 230N, máxima de 375N, com

variação de 145N e desvio-padrão de 44,73N. No grupo 3, foi obtida a maior carga máxima média, sendo esta de 272N, a mínima de 205N e a máxima de 340N, com variação de 135N. A análise estatística demonstrou diferença significativa entre as médias de cargas resistidas entre os grupos 1 x 2 e 1 x 3 ($p < 0,001$). **Conclusão:** Observou-se semelhança na resistência final obtida com o fio Fiber Wire® independentemente da âncora usada. O fio Ethibond® #2 apresentou resistência inferior, menor que a desejada para a sutura de estruturas como do manguito rotador do ombro.

Descritores – Bainha rotadora/cirurgia; Técnicas de sutura; Fios ortopédicos

ABSTRACT

Objective: To analyze the final strength withstood by two types of suture threads and by the anchor-suture interface in three different anchor implants submitted to continuous traction for the purpose of choosing the most appropriate to suture structures such as the shoulder rotator cuff. **Method:** Tests were performed in three groups: Group 1 – titanium anchor screw with Ethibond® #2 suture, Group 2 – titanium anchor screw with Fiber Wire® #2 suture, and Group 3 – Corkscrew® 5.0 mm anchor screw. **Results:** In Group 1, mean maximum load till loosening was 124.5 124,5 Newtons (N), the minimum load was 105 N, and the maximum load was 180 N, with a range of 75 N between the two extremes, and standard deviation of 23.03 N. In Group 2, the mean maximum

* Trabalho realizado no Núcleo de Ortopedia e Traumatologia de Belo Horizonte e no Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG – Belo Horizonte (MG), Brasil.

1. Mestre em Medicina pela Universidade Federal de Minas Gerais; Membro das Sociedades Brasileiras de Cirurgia do Joelho, Artroscopia e Cirurgia do Ombro e Cotovelo.
2. Doutor, Professor Adjunto do Departamento de Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG – Belo Horizonte (MG), Brasil.

Endereço para correspondência: Av. Raja Gabaglia, 2.636 – 30350-540 – Belo Horizonte (MG), Brasil. Tel.: (31) 3349-2600, fax: (31) 3349-2638. E-mail: marcusvg@mac.com

Recebido em 6/5/08. Aprovado para publicação em 3/7/08.
Copyright RBO2008

load till loosening was 298 N, the minimum load was 230 N, the maximum load was 375 N, with a range of 145 N, and standard deviation of 44.73 N. In Group 3, the highest mean maximum load was measured, of 272 N, the minimum load was 205 N, and the maximum load of 340 N, with a range of 135 N. Statistical analysis showed a significant difference between the mean loads withstood between groups 1 and 2, and between groups 1 and 3, ($p < 0.001$). **Conclusion:** Final strength was similar with Fiber Wire® suture irrespective of the anchor used. Ethibond #2 suture showed lower strength, lower than that desired to suture structures such as the shoulder rotator cuff.

Keywords – Rotator cuff/surgery; Suture techniques; Bone wires

INTRODUÇÃO

A evolução da cirurgia ortopédica e a necessidade da fixação das partes moles ao osso ampliaram muito o uso de âncoras como método eficiente, rápido e de baixa morbidade⁽¹⁾. A desejada reabilitação precoce após o reparo do manguito rotador está diretamente relacionada à gravidade da lesão, bem como à qualidade da fixação obtida nas interfaces osso-implante e sutura-tendão⁽²⁾.

A qualidade da sutura realizada com âncoras depende de vários fatores: sua resistência à tração, sua força, e da interação entre a âncora e o fio de sutura⁽³⁾. Segundo Sasaki *et al*, o tendão supra-espinal a 30° de abdução transmite cerca de 300N de carga à sua inserção⁽⁴⁾. Hughes *et al* encontraram valores de 175N⁽⁵⁾. France *et al* analisaram a força inicial suportada pelos reparos realizados com suturas em que os fios atravessavam túneis ósseos, encontrando valores máximos de resistência em torno de 200N⁽⁶⁾.

No Brasil, como em muitos países, existem restrições importantes quanto ao custo do material utilizado em cirurgias ortopédicas. Na utilização de âncoras, o fio Ethibond® #2 é uma das opções mais baratas, sendo seu uso disseminado por várias regiões.

Este estudo tem como objetivo analisar dois diferentes fios de sutura quanto à sua resistência final, seja

na interface âncora-fio seja nele próprio, quando submetidos à tração contínua, com o propósito de indicar o mais apropriado para sutura de estruturas como o manguito rotador do ombro.

MÉTODOS

O preparo do material e todos os testes foram feitos no Laboratório de Ensaio Especial do Centro de Desenvolvimento Tecnológico e Nuclear (CDTN) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Apesar de utilizadas sobre madeira, as recomendações técnicas de utilização das âncoras foram seguidas como na cirurgia. Todos os testes de tração foram realizados na presença de um dos autores e de técnico que operou a máquina de tração. A angulação de inserção foi orientada com a ajuda de goniômetro. Durante os testes, as âncoras foram fixadas em madeira de alta densidade, a 90° com o plano da superfície, na profundidade determinada pelo fabricante, sendo realizados apenas cinco ensaios por bloco de madeira. Apesar de a madeira não reproduzir a situação clínica, o objetivo foi testar a força resistida pela sutura e pelo fio e não pelo implante, sendo, portanto, importante que a fixação fosse rígida e igual para todas as âncoras⁽³⁾.

As medidas foram realizadas após a correta fixação do bloco de madeira na base para realização do teste. Ganchos fixando tiras de polietileno onde se realizaram os pontos de Mason-Allen foram, em seguida, adaptados para tração. Essa base mantinha o bloco de madeira fixo e com inclinação constante, sendo a tração realizada com um ângulo de 90°. Os fios foram presos à máquina de tração com nó realizado manualmente.

O teste de tração para cada implante isoladamente partia de zero newton a uma velocidade de 0,5cm/min até o momento de ruptura do fio, registrando-se em gráfico a carga máxima resistida. Durante o procedimento foi utilizada máquina de tração universal da marca Instrom® modelo TTDML com carga limite de 2.000N (figura 1). A temperatura ambiente era de 25° Celsius. O alongamento do fio foi calculado multiplicando-se a distância do início do teste até o ponto de ruptura no gráfico, medido em centímetros, pela ve-

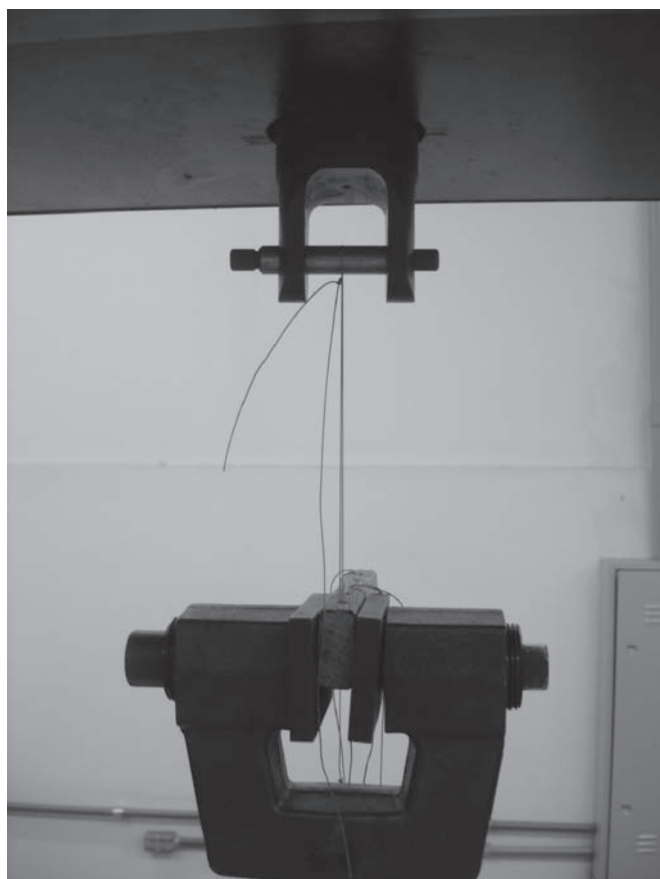


Figura 1 – Máquina de tração universal da marca *Instrom®* modelo TTDML com carga limite de 2.000N durante teste

locidade da tração (0,5cm/min) dividida pela velocidade do papel de registro (2cm/min).

Os resultados obtidos por medida com paquímetro digital *Shan CE®* foram agrupados de acordo com seu grupo, sendo analisados separadamente e comparativamente entre eles. Foram realizados 10 testes com cada um dos grupos (figura 2): grupo 1 – parafuso âncora titânio 5,0 x 16mm *Hexagon®*, Campinas, Brasil, com fio *Ethibond® #2*, (*Ethicon®*); grupo 2 – parafuso âncora titânio 5,0 x 16mm *Hexagon®*, Campinas, Brasil, com fio *Fiber Wire® #2*, (*Arthrex®*); grupo 3 – parafuso âncora titânio 5,0mm *Corkscrew®* com fio *Fiber Wire® #2* (*Arthrex®*).

Foram analisados: carga máxima suportada, tempo de ruptura, alongamento, início da deformação do fio; local e padrão da ruptura; o maior e o menor valor máximo resistido entre os diversos fios e a média da

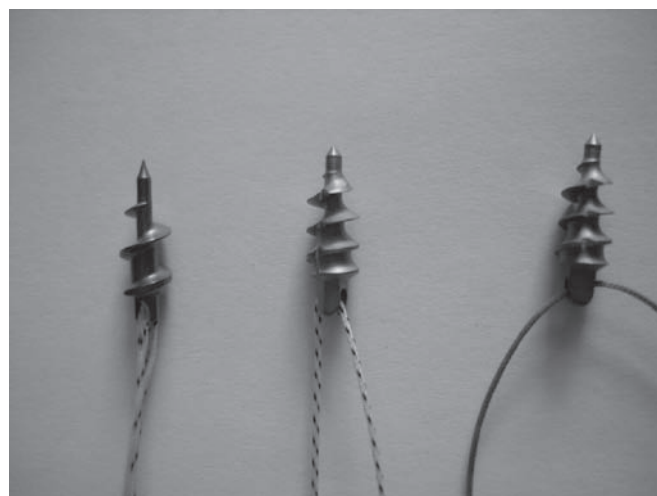


Figura 2 – Âncora e fios cirúrgicos: âncora *Corkscrew®* + fio *Fiber Wire® #2* (esquerda), âncora *Hexagon* + fio *Fiber Wire® #2* (centro) e âncora *Hexagon* + fio *Ethibond® #2*

carga máxima antes da ruptura. A variação das forças resistidas também foi anotada.

Na análise estatística utilizou-se o programa *Excel®* (*Microsoft®*) com o uso do teste *t*, cauda dupla, considerando variâncias diferentes para análise dos diferentes grupos. Considerou-se o valor *p* significativo quando menor ou igual a 0,05. Quando menor ou igual a 0,001, considerou-se como altamente significativo.

RESULTADOS

Não foram encontradas falhas na fixação madeira-âncora. No grupo 1 (tabela 1), a carga máxima média até a soltura foi de 124,5N, sendo a mínima de 105N e a máxima de 180N, com variação de 75N entre os dois extremos e desvio-padrão de 23,03N. No grupo 2 (tabela 2), a carga máxima média foi de 298N, mínima de 230N, máxima de 375N, com variação de 145N e desvio-padrão de 44,73N. No grupo 3 (tabela 3), foi obtida a maior carga máxima média (272N), sendo a mínima de 205N e a máxima de 340N, com variação de 135N. A análise estatística mostrou diferença altamente significativa entre as médias de cargas resistidas entre os grupos 1 x 2 e 1 x 3 ($p < 0,001$) (tabela 4).

Quanto aos parâmetros “tempo necessário para ruptura do fio” e “início da deformação”, também houve diferença altamente significante entre os grupos 1 x 2

TABELA 1
Âncora Hexagon + fio Ethibond #2

Teste de tração : âncora nacional + fio Ethibond #2									
Tipo de nó	FM (N)	TR (min)	A (cm)	Deformação		Ruptura			
				Início (N)	A (cm)	Local	Estiramento	Secção	
1	M	105	3,8	2,025	ND		âncora	x	
2	M	105	2,1	1,075	45	0,9	âncora	x	
3	M	125	5,3	2,65	110	2,3	âncora	x	
4	M	125	6,3	3,1	ND		âncora	x	
5	M	105	5,7	4,2	70	2,01	âncora	x	
6	M	180	5,3	2,6	ND		âncora	x	
7	M	120	4,4	3,35	100	2,24	âncora		x
8	M	115	1,75	2,1	80	1,18	âncora		x
9	M	120	3	1,5	ND		âncora	x	
10	M	145	4,3	4,25	ND		nó	1	
	Média	124,5	4,195	2,685	81	1,726			
	MÍN	105	1,75	1,075	45	0,9			
	MÁX	180	6,3	4,25	110	2,3			
	Desvio	23,03	1,53	1,06	25,59	0,64			

M – manual; FM – força máxima em newtons; TR – tempo de ruptura em minutos; A – alongamento em centímetros.

TABELA 2
Âncora Hexagon + fio Fiber Wire #2

Teste de tração : âncora nacional + fio Fiber Wire #2									
Tipo de nó	FM (N)	TR (min)	A (cm)	Deformação		Ruptura			
				Início (N)	A (cm)	Local	Estiramento	Secção	
1	M	280	1,5	1,47	180	0,45	âncora	x	
2	M	300	1,4	1,35	200	0,82	âncora	x	
3	M	230	1,2	1,15	170	0,66	âncora		x
4	M	245	2,2	2,18	175	0,95	âncora		x
5	M	340	2,4	2,44	220	1,13	âncora	x	
6	M	260	1,3	1,23	225	1,05	âncora	x	
7	M	320	1,5	1,52	210	0,78	âncora	x	
8	M	375	2,5	2,43	285	1,33	nó	x	
9	M	310	1,5	1,82	180	0,97	âncora	x	
10	M	320	0,8	0,78	180	0,43	âncora	x	
	Média	298	1,63	1,637	202,5	0,857			
	MÍN	230	0,8	0,78	170	0,43			
	MÁX	375	2,5	2,44	285	1,33			
	Desvio	44,73	0,55	0,56	34,98	0,29			

M – manual; FM – força máxima em newtons; TR – tempo de ruptura em minutos; A – alongamento em centímetros.

e 1 x 3. Os parâmetros alongamento antes da ruptura e deformação (alongamento antes da deformação) mostraram diferença significativa entre esses grupos. Não houve diferença entre os grupos 2 x 3 com relação a esses parâmetros.

Todos os fios se romperam após período de deformação plástica. Nos grupos 1 e 2, houve nove rupturas no parafuso âncora e uma na periferia do nó. No grupo 3, cinco rupturas no parafuso âncora e cinco na periferia do nó.

TABELA 3
Âncora Corkscrew + fio Fiber Wire #2

Teste de tração : âncora Corkscrew + fio Fiber Wire #2									
Tipo de nó	FM (N)	TR (min)	A (cm)	Deformação		Ruptura			
				Início (N)	A (cm)	Local	Estiramento	Secção	
1	M	305	1,4	1,35	230	0,9	nó	x	
2	M	205	1,5	1,57	160	0,72	nó	x	
3	M	320	1,4	1,29	180	0,61	âncora		x
4	M	340	2,2	2,21	210	0,92	âncora	x	
5	M	300	1,7	1,71	185	0,86	nó	x	
6	M	245	1,3	1,13	190	0,92	âncora	x	
7	M	240	1,2	1,16	200	0,93	âncora	x	
8	M	230	2,3	2,23	205	1,38	âncora	x	
9	M	275	2,3	2,28	190	1,36	nó	x	
10	M	260	2,1	2,12	140	0,66	nó	x	
	Média	272	1,74	1,705	189	0,926			
	MÍN	205	1,2	1,13	140	0,61			
	MÁX	340	2,3	2,28	230	1,38			
	Desvio	43,41	0,44	0,47	25,47	0,26			

M – manual; FM – força máxima em newtons; TR – tempo de ruptura em minutos; A – alongamento em centímetros.

TABELA 4
Teste t comparando os três grupos

Grupos	Força máxima	Tempo ruptura	Alongamento	Deformação	
				Início	Alongamento
				1 x 2	0,000000047
1 x 3	0,000000214	0,000571243	0,019925903	0,000054148	0,047334985
2 x 3	0,203716677	0,629200057	0,772831498	0,338148491	0,582081677

Quanto ao padrão da ruptura, nos grupos 1 e 2, houve duas secções no parafuso âncora e oito rupturas por estiramento. No grupo 3, houve uma secção no parafuso âncora e nove rupturas por estiramento.

DISCUSSÃO

A praticidade e os bons resultados com o uso das âncoras ósseas as vem consagrando em cirurgias do ombro e nas situações em que é necessária reinserção das partes moles ao osso^(4,7-9).

Acredita-se que o manguito rotador, em atividades cotidianas, resiste a trações que variam entre 140 e

200N em uma pessoa normal, sendo o supra-espinhal o tendão mais solicitado, chegando a suportar cerca de 300N a 30° de abdução. Por essa razão, é o tendão mais frequentemente lesado⁽¹⁾. Nas intervenções sobre o manguito rotador, raramente é possível o reparo tendão-tendão, sendo necessário, na maioria das vezes, o reparo tendão-osso⁽¹⁰⁾.

Nos reparos tendinosos do ombro, a reabilitação precoce comprovadamente influencia o resultado final da cirurgia⁽¹¹⁻¹⁴⁾.

Mahar *et al* estudaram a resistência de três diferentes nós: Duncan, Weston e San Diego usando dois fios

de sutura: *Ethibond*[®] #2 (*Ethicon*[®]) e *Force Fiber*[®] (*Stryker*[®])⁽¹⁵⁾. O teste foi realizado com ciclos de tração de 3mm, variando de 10N a 45N. O fio *Force Fiber*[®] apresentou ponto de ruptura em 279 ± 41N com o nó San Diego, 254N ± 41N com o nó Weston e 224 ± 70N com o Duncan⁽¹⁵⁾. Elkousy *et al*, avaliando os nós Weston, Square, Duncan e Nicky's, concluíram que todos têm resistência similar⁽¹⁶⁾.

Durante o pré-teste para a definição do tipo de nó, decidimos que este seria manual sem ajuda do instrumental artroscópico. Com a ajuda do instrumental artroscópico, o nó dado com *Ethibond*[®] #2 escorregava durante a tração, inviabilizando o teste. O primeiro nó manual duplo seguido de três laços simples apresentou boa resistência, sendo o adotado.

O fio *Ethibond*[®] #2 mostrou resistência insuficiente para o uso em reparos do manguito rotador, pois atingiu como média de carga máxima 124,5N. Hughes *et al* encontraram forças de tração do supra espinhal de 175N, com o membro superior abduzido e rodado externamente⁽⁵⁾. O fio *Fiber Wire*[®] mostrou o mesmo comportamento quanto à resistência máxima, independente da âncora.

A tração estática foi a que pareceu representar melhor a situação *in vivo*. A escolha do tipo de nó evitou durante a pesquisa seu escorregamento e acomodação. Tal situação é artificial, nem sempre reproduzindo o que se encontra no campo cirúrgico.

CONCLUSÃO

Observou-se semelhança na resistência final obtida com o fio *Fiber Wire*[®], independentemente da âncora usada. O fio *Ethibond*[®] #2 apresentou resistência menor do que a necessária para sutura do manguito rotador.

REFERÊNCIAS

1. Brito HMC, Friço TG, Vilela JCS, Carvalho Júnior LH. Influência da angulação de inserção na resistência máxima de implantes tipo âncora. *Rev Bras Ortop*. 2004;39(11/12):685-90.
2. Cofield RH, Kavanagh BF, Frassica FJ. Anterior shoulder instability. *Instr Course Lect*. 1985;34:210-27.
3. Rupp S, Georg T, Gauss C, Kohn D, Seil R. Fatigue testing of suture anchors. *Am J Sports Med*. 2002;30(2):239-47. Comment in: *Am J Sports Med*. 2003;31(2):325-6; author reply 326-7.
4. Sasaki SU, Stuginski RM, Mattar Jr R, Yutaka AS, Azato FN, Kimura LK, et al. Estudo biomecânico comparativo da resistência à tração entre dois tipos diferentes de miniâncoras de sutura. *Rev Bras Ortop*. 2000;35(7):231-4.
5. Hughes RE, An KN. Force analysis of rotator cuff muscles. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;(330):75-83.
6. France EP, Paulos LE, Harner CD, Straight CB. Biomechanical evaluation of rotator cuff fixation methods. *Am J Sports Med*. 1989;17(2):176-81.
7. Nagarkatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med*. 2001;29(1):67-71.
8. Burkhart SS, Diaz Pagàn JL, Wirth MA, Athanasiou KA. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy*. 1997;13(6):720-4.
9. Godinho GG, Souza JMG, Bicalho LA. Reparo das rupturas do manguito rotador do ombro pela videoartroscopia cirúrgica: técnica. *Rev Bras Ortop*. 1996;31(4):284-8.
10. Ellman H, Hanker G, Bayer M. Repair of the rotator cuff. End-result study of factors influencing reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*. 1986;68(8):1136-44.
11. Rupp S, Seil R, Schneider A, Kohn DM. Ligament graft initial fixation strength using biodegradable interference screws. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(1):70-4.
12. Cofield RH. Rotator cuff disease of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67(6):974-9.
13. Barber FA, Herbert MA, Click JN. The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy*. 1995;11(1):21-8.
14. Barber FA, Herbert MA, Click JN. Internal fixation strength of suture anchors – update 1997. *Arthroscopy*. 1997;13(3):355-62.
15. Mahar AT, Moezzi DM, Serra-Hsu F, Pedowitz RA. Comparison and performance characteristics of 3 different knots when tied with 2 suture materials used for shoulder arthroscopy. *Arthroscopy*. 2006;22(6):614 e 1-2.
16. Elkousy HA, Sekiya JK, Stabile KJ, McMahon PJ. A biomechanical comparison of arthroscopic sliding and sliding-locking knots. *Arthroscopy*. 2005;21(2):204-10.