

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO PARAFUSO TIPO ÂNCORA PARA FIXAÇÃO DE LESÕES DO MANGUITO ROTADOR

Marcília Valéria Guimarães, mygmad@gmail.com

Dagoberto de Oliveira Campos, decir@ufu.br

Cleudmar Amaral de Araújo, cleudmar@mecanica.ufu.br

Resumo: A rotura do manguito rotador é uma afecção frequente no ombro com repercussão na vida diária do paciente causando incapacidade funcional e dor. A reinserção do tendão na estrutura óssea em lesões do manguito rotador sempre foi um problema para os ortopedistas que por muitos anos só dispuseram das suturas transósseas, sempre trabalhosas e difíceis. A invenção das âncoras de sutura em 1985 por Goble e Somers representou um grande avanço na reinserção de partes moles ao osso. Esse implante consistia de uma sutura de poliéster trançada ligada a um parafuso auto-atarrachante de titânio. Um outro dispositivo também desenvolvido para a fixação de tecido mole ao osso em lesões do manguito rotador foi o implante tipo tacha. Esse dispositivo teve como principal característica a não utilização dos fios de sutura, ficando a cargo da “cabeça” da tacha a fixação do tendão à estrutura óssea de onde foi avulsionado. Portanto, conhecendo os dispositivos de fixação disponíveis e suas características biomecânicas, o objetivo deste trabalho é desenvolver um novo implante que possua a resistência ao arrancamento das âncoras de sutura associado à facilidade técnica de inserção das tachas e que mantenha uma fixação estável durante todo o processo de cicatrização do tendão ao osso.

Palavras-chave: manguito rotador, lesão, âncora de sutura, tacha

1. INTRODUÇÃO

As lesões do manguito rotador em geral são afecções no ombro que causam dor e incapacidade funcional em pacientes de diferentes idades.

No tratamento de lesões tendinosas do manguito rotador um bom resultado depende de uma boa fixação da estrutura mole à estrutura óssea de onde foi avulsionada. A fixação do tendão ao osso, para a reconstrução da anatomia durante a cirurgia ortopédica, era realizada tradicionalmente pela técnica aberta de sutura transóssea (RAMADAN, et al., 2006; GOBLE, et al., 1994).

Com a evolução da engenharia biomecânica e dos implantes ortopédicos, a invenção das âncoras de sutura representou um grande avanço na reinserção de partes moles ao osso. As âncoras de sutura proporcionam a redução do tempo cirúrgico, a diminuição da quantidade de tecido mole violado como também promovem uma resistência ao arrancamento similar a da sutura transóssea (BURKHART, 2000; CHHABRA et al., 2005).

Juntamente com as âncoras, outros dispositivos também utilizados para fixação do tendão ao osso, são os dispositivos tipo “tacha”. Estes implantes fixam diretamente o tecido à estrutura óssea, sem a necessidade de nós (MCBIRNIE; MINIACI; MINIACI, 2005). No entanto, as “tachas” não são tão utilizadas quanto às âncoras de sutura, pois há controvérsias com relação à resistência ao arrancamento (GORODIA, et al., 2001; CHHABRA, et al., 2005) e também quanto ao fornecimento de uma fixação estável durante o processo de cicatrização em reparos feitos com esses implantes (GORODIA, et al., 2001).

Conhecendo melhor os implantes disponíveis para a fixação do tendão à estrutura óssea, a proposta deste trabalho é desenvolver um novo dispositivo que possua a resistência ao arrancamento das âncoras de sutura associado à facilidade técnica de inserção das tachas e que mantenha uma fixação segura durante todo o processo de cicatrização.

Este trabalho possui caráter interdisciplinar uma vez que, envolve atividades na área de engenharia mecânica e medicina, por isso, existe a co-orientação do professor Dr. Dagoberto de Oliveira Campos da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia e colaboração dos médicos ortopedistas Franco A. C. Martins e Thiago Carmo de Lima.

2. MANGUITO ROTADOR

O manguito rotador é formado por quatro músculos e seus tendões, o supra-espinhoso, o infra-espinhoso, o redondo menor e o subescapular. Estes músculos se originam no osso escapular e se inserem nos tubérculos do úmero (LECH; SEVERO, 2004). Os músculos do manguito rotador desempenham grande importância na estabilização, na força e na mobilidade do ombro. A Figura (1) mostra o conjunto de músculos e tendões do manguito rotador.

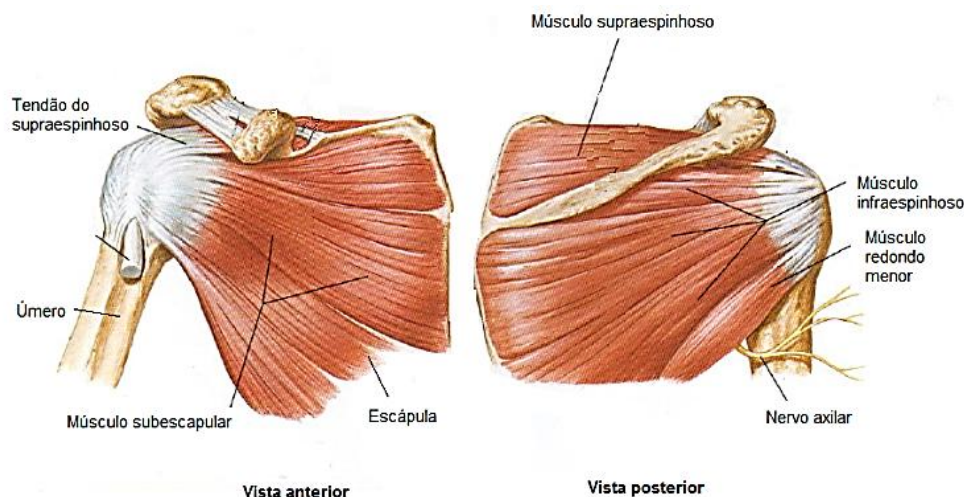


Figura 1. Músculos do manguito rotador (Netter, 1998).

A patogênese das lesões do manguito rotador é muito controversa. Entre as causas relacionadas às patologias destacam-se: trauma, processo degenerativo e impacto subacromial (LECH; SEVERO, 1998).

Cipriela; Burkhead (1996) descrevem as lesões do manguito rotador de acordo com a quantidade de material do tendão danificado. Dessa forma, essas lesões podem ser classificadas: em relação à espessura como parciais ou completas e de acordo com o tamanho da lesão quando completa, ou seja, em pequena, média ou grande (ANDRADE et al, 2004).

Os tratamentos existentes para as afecções do manguito rotador são o conservador e o cirúrgico. O tratamento cirúrgico é prescrito quando do insucesso do tratamento conservador e pode ser realizado por via aberta ou por procedimentos artroscópicos (ANDRADE et al, 2004).

A reinserção cirúrgica do tendão lesionado do manguito rotador ao osso pode ser feita usando implantes ortopédicos como âncoras de sutura e tachas. Destes as âncoras de sutura constituem hoje o principal dispositivo utilizado nesse tipo de reparo (RAMADAN, et al., 2006).

3. IMPLANTES PARA FIXAÇÃO DO TECIDO MOLE AO OSSO

As âncoras de sutura metálicas foram os primeiros dispositivos mais apropriados fabricados para a fixação do tecido mole ao osso. A primeira âncora de sutura foi desenvolvida em 1985 por Goble e Somers nos Estados Unidos (Goble et al, 1994). Este implante combinava a versatilidade do material da sutura com a resistência adicional de um parafuso roscado e consistia basicamente de uma sutura de poliéster trançada ligada a um parafuso auto-atarrachante de titânio. A Figura (2) mostra as partes constituintes de uma âncora de sutura.

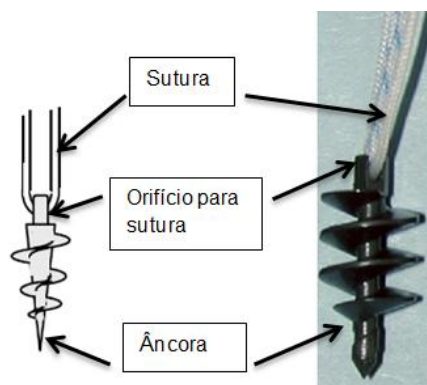


Figura 2. Partes constituintes de uma âncora de sutura (BARBER, et al., 2011)

Após o emprego das âncoras metálicas ter se tornado comum para o reparo de lesões no manguito rotador, estudos relataram complicações associadas com estes dispositivos, incluindo soltura, migração, dificuldade com cirurgia de revisão e interferência com imagens de ressonância magnética. Para evitar essas complicações, materiais alternativos como os bioabsorvíveis foram usados na confecção das âncoras de sutura (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007; NHO, et al., 2009). Uma das principais vantagens dos implantes absorvíveis é sua degradação com o tempo,

teoricamente minimizando ou evitando problemas de migração e interferência com cirurgia de revisão (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007).

Outro dispositivo desenvolvido para a fixação de tecido mole ao osso em lesões do ombro foi o implante tipo tacha. Esse implante teve como principal característica a não utilização dos fios de sutura, ficando a cargo da “cabeça” da tacha a fixação do tecido mole ao osso, dispensando dessa forma o uso de fios e pinças para sutura (MCBIRNIE; MINIACI; MINIACI, 2005).

Existe no mercado uma grande variedade de modelos de implantes, com diferentes geometrias e materiais sugerindo, portanto que o implante ideal ainda não está disponível (GEORGE; KUHN, 2004). A Figura (3) mostra alguns modelos de âncora de sutura e tachas para fixação do tecido mole ao osso.

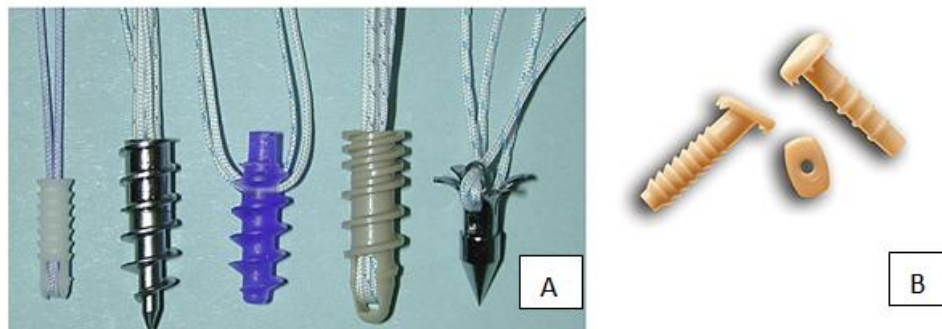


Figura 3. Modelos de âncoras de sutura e tachas para fixação do tendão ao osso. A-âncoras de sutura e B – tachas (BARBER, et al., 2011).

3.2. Biologia dos dispositivos de fixação do tecido mole

A finalidade dos dispositivos de fixação (âncora de sutura, tachas) é realizar uma estreita aproximação entre o tecido lesionado e o osso de forma a permitir que o tecido possa cicatrizar-se a estrutura óssea. A taxa de cicatrização depende de muitos fatores, incluindo tipo de tecido, vascularidade do tecido, qualidade do osso e saúde do paciente (MCFARLAND, PARK, et al., 2005). De acordo com Rodeo et al (1993) a criação de uma fixação segura do tecido mole e de uma forte interface tendão/osso necessita de aproximadamente 12 semanas. Se o dispositivo de fixação não está seguro ou não mantém sua resistência até que o tendão esteja completamente cicatrizado ao osso, o reparo pode vir a falhar (OZBAYDAR; ELHASSAN ; WARNER, 2007).

A taxa de cicatrização do tecido mole ao osso é particularmente importante quando considera-se o uso de implantes absorvíveis. McFarland et al (2005) citaram que implantes feitos de grandes quantidades de PGA (ácido poliglicólico) sofrem perda de resistência nas primeiras 3 a 4 semanas após sua implantação, já aqueles confeccionados de PLA (ácido polilático) tendem a se dissolver muito lentamente podendo permanecer no organismo durante anos. Ainda de acordo com McFarland et al (2005) é desconhecido o exato período de tempo que esses implantes absorvíveis necessitam de manter sua integridade e resistência para resistir as tensões até que o tecido tenha se cicatrizado adequadamente ao osso.

3.3. Modo de falha dos implantes de fixação do tecido mole ao osso

O estudo do modo de falha dos implantes de fixação do tendão ao osso representa um importante meio para a compreensão e aprimoramento desses implantes ortopédicos.

A maioria das âncoras existentes no mercado, não-absorvíveis (titânio, PEEK) ou bioabsorvíveis, são pré-carregadas com uma ou duas suturas de alta resistência (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007). Essas suturas passam através de orifícios nas âncoras que podem ser não-absorvíveis ou absorvíveis.

Cummins et al (2005), citaram que o laço mais fraco no reparo do tendão do manguito rotador usando âncoras de sutura foi o arrancamento da sutura do tecido. Barber et al (2011) avaliaram biomecanicamente várias âncoras e tipos de suturas em modelos de fêmur de suínos e verificaram que os modos de falha mais frequentes foram a ruptura da sutura e a quebra do orifício de passagem da sutura.

O material da sutura pode representar uma regra importante no sucesso ou falha do reparo de lesões tendinosas. De acordo com McFarland et al (2005) a sutura deverá ser forte o suficiente para resistir às forças aplicadas a ela e apresentar pequena deformação durante o período de cicatrização. Para a escolha do tipo de sutura deve-se levar em consideração também a resistência última ou carga de ruptura da sutura e a capacidade da sutura para resistir à abrasão contra o orifício da âncora (MCFARLAND, et al., 2005; OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007).

A quebra do orifício da âncora é um dos principais modos de falha observados em ensaios para avaliação biomecânica de âncoras de sutura. Barber et al (2011) verificaram em ensaios com fêmur de suínos que o modo de falha do orifício de passagem da sutura foi influenciado pela configuração do mesmo no corpo da âncora, e observaram ainda que esse modo de falha ocorreu na maior parte das âncoras biodegradáveis testadas.

A força necessária para arrancar a âncora do osso é denominada resistência ao arrancamento e é com frequência usada como uma métrica para comparar a performance de diferentes âncoras de sutura (POUKALOVA, et al., 2010). Ozbaydar et al (2007) mencionaram que a falha na interface osso-âncora está relacionada ao modelo da âncora e a densidade do osso. Barber et al (1997), Gorodia et al (2001) e Tingart et al., (2004) mencionaram que a densidade do osso é uma variável importante que afeta a performance biomecânica das âncoras de sutura inseridas no úmero. Tingart et al (2004) realizaram ensaios mecânicos nos quais âncoras metálicas do tipo parafuso e âncoras biodegradáveis tipo gancho foram inseridas nas áreas de maior e menor densidade óssea do úmero. Nas áreas de maior densidade não encontraram diferenças estatísticas na resistência ao arrancamento entre os modelos de âncoras testadas. Contudo nas porções de menor densidade óssea, âncoras de sutura metálicas do tipo parafuso apresentaram resistência ao arrancamento estatisticamente superiores às âncoras bioabsorvíveis do tipo gancho.

Com relação às tachas, Chhabra et al (2005) e Gorodia et al (2001) verificaram que os modos de falha mais frequentes observados com esses dispositivos foram: a quebra da “cabeça” da tacha e o arrancamento da tacha da estrutura óssea.

4. METODOLOGIA

Para a realização da pesquisa no primeiro momento será feita uma revisão bibliográfica sobre os aspectos anatômicos e biomecânicos do manguito rotador, implantes de fixação do tendão ao osso, materiais e geometrias dos implantes, ensaios mecânicos e modelagens por elementos finitos. Em seguida ensaios mecânicos serão realizados para avaliar o nível de resistência dos implantes de fixação comumente utilizados (âncoras de sutura, tachas). Os conhecimentos adquiridos nos ensaios mecânicos serão utilizados em modelagens numéricas por elementos finitos desenvolvidos para analisar os procedimentos convencionais de fixação. Esta análise vai avaliar o comportamento biomecânico destes sistemas de fixação diante de diferentes configurações de carregamento. Após, será proposto um novo implante a ser utilizado para a reinserção do tendão à estrutura óssea no reparo do manguito rotador. O parafuso será projetado com diferentes tipos de materiais, inclusive material bioabsorvível.

5. REFERÊNCIAS

- ANDRADE, R. P.; CORREA, M. C.; QUEIROZ, B. C. (2004). Lesões do manguito rotador. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 39 (11/12), 621-636.
- BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; HAPA, O.; RAPLEY, J. H.; BARBER, C. A.; BYNUM, J. A., et al. (2011). Biomechanical analysis of pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2011 update. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 27, 895 - 905.
- BURKHART, S. S. (2000). A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 16, 82 - 90.
- CHHABRA, A. et al. In vitro analysis of rotator cuff repairs: a comparison of arthroscopically inserted tacks or anchors with open transosseous repairs. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, p. 323 - 327, 2005.
- CIEPIELA, M. D.; BURKHEAD, W. Z. Classification of rotator cuff tears. In: BURKHEAD, W. Z. *Rotator cuff disorders*. 1. ed., 1996. Cap. 7, p. 422.
- CUMMINS, C. A. et al. Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, v. 21, p. 1236 - 1241, 2005
- GEORGE, M. S.; KUHN, J. E. (2004). Suture anchors in arthroscopic rotator cuff repair. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 12, 210 - 214.
- GOBLE, E. M.; SOMERS, W. K.; CLARK, R.; OLSEN, R. E. (1994). The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 236-239.
- GORADIA, V. K.; MULLEN, D. J.; BOUCHER, H. R.; PARKS, B. G.; O'DONNELL, J. B. (2001). Cyclic loading of rotator cuff repairs: a comparison of bioabsorbable tacks with metal suture anchors and transosseous sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 17, 360 - 364.
- LECH, O.; SEVERO, A. (1998). Ombro e cotovelo. In: S. Hebert, R. Xavier, A. G. Pardini Jr., & T. E. Barros Filho, *Ortopedia e Traumatologia* (2 ed., p. 820).
- MCBIRNIE, J. M. ; MINIACI, A. ; MINIACI, S. L. (2005). Arthroscopic repair of full-thickness rotator cuff tears using bioabsorbable tacks. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 21, 1421 - 1427.
- MCFARLAND, E. G. et al. Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 33, p. 1918 - 1923, 2005.
- NETTER, F. H. (1998). *Atlas da anatomia humana* (3 ed.). Elsevier.
- NHO, S. J.; PROVENCHER, M. T.; SEROYER, S. T.; ROMEO, A. A. (2009). Bioabsorbable. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 25, 788 - 793.
- OZBAYDAR, M.; ELHASSAN, B.; WARNER, J. J. (2007). The use of anchors in shoulder surgery: a shift from metallic to bioabsorbable anchors. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 23, 1124 - 1126.

- POUKALOVA, M. et al. Pullout strength of suture anchors: effect of mechanical properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, v. 43, p. 1138 - 1145, 2010.
- RAMADAN, L. B. et al. Comapração da resistência à tração da âncora metálica rosqueada inserida no osso cortical e no osso esponjoso. *ACTA ORTOP BRAS*, p. 83 - 86, 2006.
- RODEO, S. A. et al. Tendon-healing in a bone tunnel. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 75 - A, p. 1795 - 1803, 1993.
- TINGART, M. J. et al. Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in the rotator cuff repair. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 32, p. 1466 - 1472, 2004.