

IMPLANTE PARA O REPARO DE RUPTURAS COMPLETAS DO MANGUITO ROTADOR

Marcília Valéria Guimarães, LPM/FEMEC, mvgmad@gmail.com
Cleudmar Amaral de Araújo, LPM/FEMEC, cleudmar@mecanica.ufu.br
Dagoberto de Oliveira Campos, FAMED, decir@ufu.br
Thiago Corrêa do Carmo, FAMED, tccarmo@gmail.com
Franco A. C. Martins, FAMED, francoacm@yahoo.com.br
Elton Diêgo Bonifácio, LPM/FEMEC, eltondbonifacio@yahoo.com.br

Resumo. As lesões do manguito rotador geram incapacidade funcional e dor no ombro dos indivíduos. O tratamento cirúrgico para a reparação da lesão é realizado, em geral, por artroscopia utilizando âncoras de sutura. Estes implantes podem ser metálicos ou não e suportam fios de sutura. A função primordial destes dispositivos é fornecer uma fixação estável do tendão ao osso favorecendo assim o processo de cicatrização. No entanto, a dificuldade da passagem e amarração dos fios aumenta o tempo cirúrgico e os custos. Diante das dificuldades cirúrgicas apresentadas pelas âncoras de sutura, o principal objetivo deste trabalho foi desenvolver um implante alternativo às âncoras de sutura, que não utilize fios de sutura e que seja aplicado de forma direta e rápida. A validação do novo implante consistiu na verificação da resistência e na estabilidade em reparos do manguito rotador utilizando modelagem por elementos finitos. Para a realização das simulações numéricas foram obtidos parâmetros de forças atuantes na união do tendão ao osso através de ensaios de tração com amostras de tendão e úmero bovinos. O reparo do tendão foi realizado usando âncora de sutura. As forças estimadas serviram para a determinação dos carregamentos que poderiam atuar no reparo do manguito rotador utilizando o implante proposto. Um modelo em elementos finitos do reparo com âncora de sutura foi feito para entender o fenômeno físico de amarração dos fios. A simulação considerando os implantes foi feita utilizando um modelo tridimensional simplificado do úmero e tendão supraespinhal. Os resultados obtidos mostraram que a resistência mecânica do implante de titânio proposto foi adequada considerando as solicitações impostas além do que as tensões de von Mises para o modelo com o novo implante foram inferiores às tensões obtidas com o modelo feito com a âncora de sutura.

Palavras - chave: Manguito rotador, Lesões, Novo implante, Âncora de sutura, Elementos Finitos.

1. INTRODUÇÃO

As lesões do manguito rotador estão entre as mais frequentes causas de dor no ombro merecendo uma atenção cada vez maior no seu diagnóstico e tratamento.

Além da dor no ombro, que frequentemente é noturna, os pacientes com lesões do manguito rotador relatam ainda fraqueza no ombro afetado e limitação de mobilidade. Dependendo do local e tamanho da lesão, pode haver também graus variáveis de perda de força que afetam a realização de movimentos como a abdução e rotação.

O tratamento cirúrgico está diretamente relacionado à gravidade da lesão e as condições clínicas do paciente após o tratamento conservador. A artroscopia para o tratamento cirúrgico de rupturas do manguito rotador se tornou popular após o desenvolvimento dos implantes tipo âncoras de sutura. Esses implantes possuem um corpo que pode ser de material metálico ou não metálico e são dotados de fios de sutura. O que garante a fixação do tendão ao osso são os fios de sutura que podem ser amarrados com diferentes configurações e tipos de nós. Tal processo, no entanto, é trabalhoso e demanda um maior tempo cirúrgico além do que, o potencial para o fio de sutura rasgar as fibras do tendão ou se romper é uma preocupação tanto durante o procedimento de amarração dos nós quanto após a cirurgia quando o reparo está exposto a carregamentos cíclicos.

O objetivo principal deste trabalho é projetar um implante alternativo às âncoras de sutura para ser utilizado no reparo de rupturas completas do manguito rotador que não utilize fios de sutura. Dessa forma, exclui-se as dificuldades inerentes à passagem e amarração dos fios durante o procedimento cirúrgico, além do que, elimina-se o problema relacionado ao rompimento dos fios pós- cirurgia que podem causar transtornos maiores aos pacientes.

2. PROJETO DO NOVO DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO

As primeiras sugestões de projeto para o novo implante é que este sistema deveria ser aplicado de forma direta e rápida. Por isso o implante sugerido não utiliza fios de sutura. Neste sistema a largura do implante é dependente do diâmetro máximo da cânula utilizada na artroscopia do manguito rotador. Já a altura do dispositivo foi fixada inicialmente em 22 mm, presume-se assim que esta medida permitirá ao implante atingir uma boa profundidade no osso trabecular do úmero.

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Ensaio *in vitro* foram empregados para avaliar a resistência do fio que mantém o tendão próximo ao osso em um procedimento feito com âncora de sutura. Para tal abordagem foram utilizadas amostras de úmero e tendão bovinos. A fixação do tendão ao osso foi feita utilizando uma âncora de sutura rosca de titânio de 4 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento carregada com 2 fios de sutura trançados N°.2. O procedimento de reparação do tendão começou com a liberação total do tendão bovino da sua inserção no úmero com o ajuda de uma lâmina de bisturi. Dessa maneira foi criada uma “lesão do tendão do manguito rotador” medindo aproximadamente 38 mm em largura. Em seguida, um pré-furo foi feito no osso, local este onde a âncora foi introduzida. Na etapa a seguir foi feita a passagem dos fios de sutura pelo tendão. Obedecendo a espaçamentos pré-definidos, os fios foram passados pelo tendão com ajuda de um passador de sutura. A configuração adotada para a passagem do fio de sutura foi a configuração de ponto U (CUMMINS et al., 2005). Após a passagem dos fios pelo tendão foi feita a amarração dos nós de sutura. Durante esta etapa é que o tendão foi aproximado ao seu local anatômico de inserção no úmero. Os fios foram amarrados e nós confeccionados de forma a prender o tendão próximo ao úmero. A Figura (1) ilustra o procedimento para a fixação do tendão ao osso usando âncora de sutura.

Com as amostras já preparadas, a força até a falha do reparo do tendão foi estimada por meio de um ensaio de tração realizado a uma velocidade de 15 mm/min. A Figura (2) mostra a máquina de ensaio mecânico e também o esquema do posicionamento da amostra de tendão e úmero no equipamento para os testes de tração.

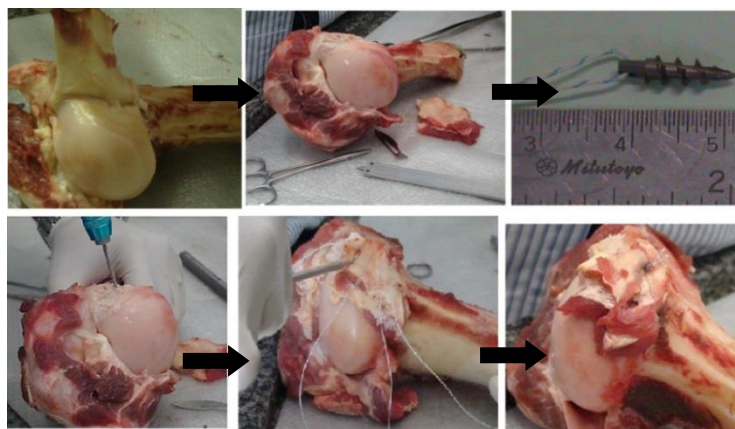


Figura 1. Procedimento experimental para o reparo do manguito rotador.

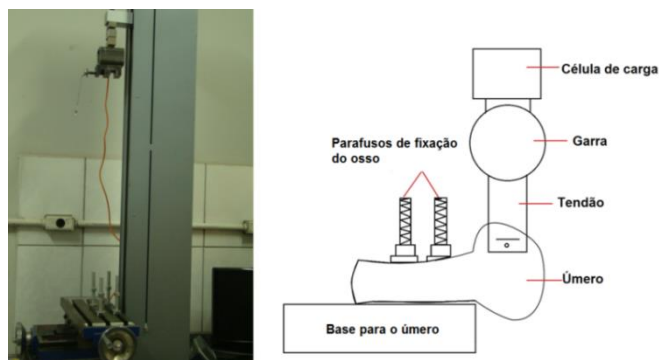


Figura 2. Testes de tração das amostras de úmero e tendão bovinos.

4. AVALIAÇÃO NUMÉRICA DO REPARO DO MANGUITO ROTADOR

A validação do novo implante foi feita utilizando modelagem por elementos finitos. Neste primeiro momento a resistência do implante proposto e a distribuição de tensão no tendão foram avaliadas empregando um modelo tridimensional simplificado do úmero e tendão supraespinhal como mostrado na Fig. (3). Um modelo de elementos finitos comparativo foi desenvolvido para o entendimento do fenômeno físico do reparo realizado com a âncora de sutura.

Em ambos os modelos o tendão supraespinhal e o úmero foram considerados como sendo elásticos e isotrópicos. À âncora e ao implante proposto foram atribuídas as propriedades mecânicas do titânio.

Para os dois modelos de reparo analisados, as forças dos músculos infraespinhal e subescapular foram aplicadas em pontos situados próximo ao tendão supraespinhal sendo seus valores de 4 N e 5 N respectivamente. No tendão supraespinhal forças de tração de 10, 30 e 50 N foram aplicadas na área proximal do tendão visando comparar possíveis

solicitações no tecido mole em virtude de movimentações no ombro. Uma carga de 10 N foi aplicada na extremidade distal do úmero representando um peso sustentado pela mão (KARLSSON e PETERSON, 1992).

No modelo com o dispositivo proposto, uma força de compressão de 30 N foi aplicada na face superior do implante. Este valor foi estimado considerando uma parcela da força obtida com o ensaio de tração.

No modelo com a âncora de sutura, os fios de sutura foram representados por forças estimadas através do ensaio de tração. Estas forças foram aplicadas em quatro furos feitos no tendão de modo a refletir o local por onde passariam os fios de sutura. Em cada furo foram consideradas três componentes de forças atuante sendo a força na direção x (F_x) aquela aplicada para a aproximação dos fios durante o procedimento de amarração, a força de compressão em y (F_y) aquela utilizada para a amarração dos nós e a força de tração em z (F_z) aquela aplicada aos fios para aproximação do tendão ao osso. A força (F_z) foi estimada pelos ensaios de tração e seu valor médio foi dividido entre os quatro furos sendo de 22,5 N. Os outros níveis de força (F_x) e (F_y) foram estimados como sendo parcelas do valor final da força de tração (F_z). Ou seja, 10 N e 15 N em cada furo, respectivamente.

Nos dois modelos, o úmero foi fixado em uma linha próxima ao tendão que contorna todo o diâmetro da estrutura óssea. O objetivo foi simular a estrutura do ombro em atividade considerando o peso sustentado na mão e uma reação do respectivo tendão.

As simulações numéricas foram realizadas no programa Abaqus/Standard® e o elemento sólido tridimensional que melhor se adequou aos modelos foi o elemento C3D10.



Figura 3. Modelo tridimensional simplificado do manguito rotador.

5. RESULTADOS

5.1. Ensaios de tração

O ensaio de tração foi feito com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico *in vitro* de um tendão submetido ao processo de reparo utilizando âncora de sutura. A resistência da fixação foi avaliada, porém, a análise foi feita, principalmente, para estimar os níveis das forças de amarração dos fios de sutura. Estes valores de força foram utilizados para analisar numericamente o comportamento mecânico de um reparo do tendão ao osso feito com âncora de sutura. A partir destes dados de força, foi feita a estimativa de uma força de compressão gerada pelo processo de amarração dos fios que foi utilizada na análise por elementos finitos da fixação do tendão feita com o implante projetado.

A Figura (4A) mostra as curvas de força (N) x deslocamento (mm) obtidas com os ensaios de tração. A força média obtida até a falha do reparo do manguito rotador foi de 90,33 N. Percebe-se que as curvas possuem um comportamento não-linear com variações dos níveis de força até o ponto de ruptura. Este efeito é gerado, principalmente, pela acomodação da fixação dos nós no suporte. Nos ensaios realizados a falha da construção implante-tendão-osso ocorreu devido à ruptura do tendão pelos fios de sutura como apresentado na Fig. (4B).

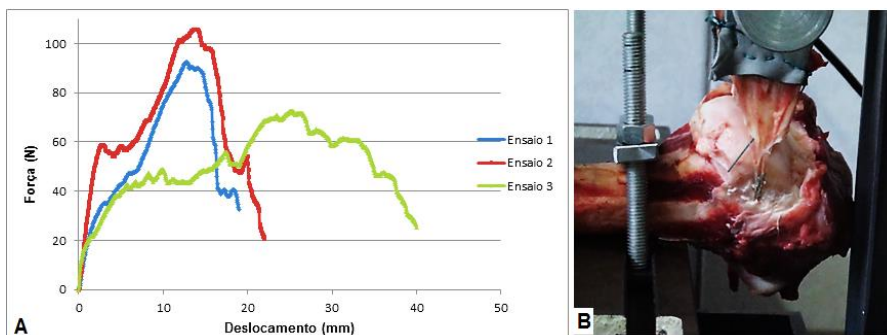


Figura 4. A - Curvas obtidas com os ensaios de tração; B – ruptura do tendão pelos fios de sutura.

5.2. Análise numérica feita com o implante projetado

As simulações numéricas do reparo do tendão supraespinhal ao osso utilizando o dispositivo projetado além de fornecer o comportamento do gradiente de tensão no tendão também tiveram como objetivo avaliar a resistência mecânica do implante de fixação.

De acordo com os dados apresentados na Tab. (1), o modelo no qual o tendão foi submetido a uma força de 50 N apresentou o maior valor de tensão de von Mises no implante que foi de 74,40 MPa. .

Tabela 1. Tensão máxima de von Mises para o implante projetado para as forças de 10, 30 e 50 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão de von Mises no implante [MPa]
10	44,22
30	47,89
50	74,40

A fim de quantificar as tensões de von Mises no tendão um “caminho de pontos” foi definido em regiões do tendão próximas as inserções do implante. A Figura (5A) mostra os locais definidos para análise das tensões no lado articular do tendão. Considerando as diferentes forças aplicadas ao tendão, foram geradas curvas da tensão de von Mises (MPa) x pontos analisados. A Figura (5B) ilustra o gráfico obtido para a região articular do tendão. A partir das curvas percebe-se que os valores de tensões no lado articular aumentaram com o aumento da carga aplicada no tendão. Observa-se que a maior tensão de von Mises foi de aproximadamente 3 MPa.

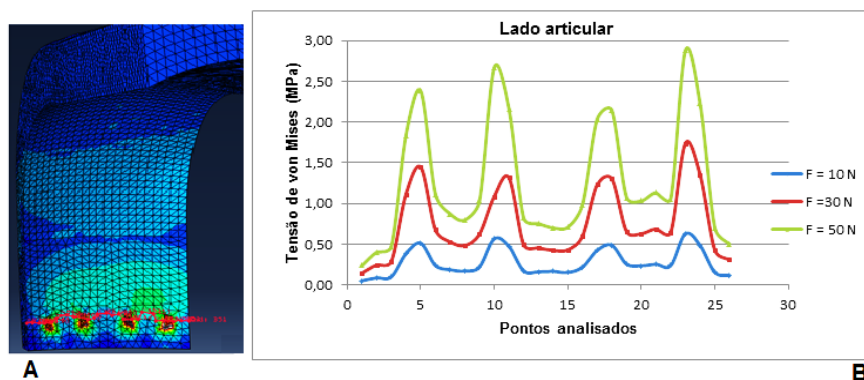


Figura 5. A- Caminhos definidos para a obtenção das tensões de von Mises para o lado articular ; B - curvas obtidas para o caminho de pontos em cada carga aplicada ao tendão.

5.3. Análise numérica feita com a âncora de sutura

A análise numérica do reparo feito com a âncora de sutura foi realizada em dois passos de carga. De forma a simular o momento de amarração dos nós e posicionamento do tendão no osso pelos fios de sutura, no primeiro passo de carga foi representado o processo de amarração e confecção dos nós e a inserção do tendão no osso. Nesta etapa, as forças estimadas com o ensaio *in vitro* foram aplicadas aos furos de maneira a representar a ação dos fios de sutura. No segundo passo de carga, as forças de 10, 30 e 50 N foram aplicadas na extremidade proximal do tendão de maneira a simular a força de contração muscular do supraespinhal.

A âncora apresentou a maior tensão de von Mises em nós situados na face superior do implante. Este comportamento foi visto nos dois passos de carga analisados. A Tabela (2) mostra as tensões de von Mises obtidas para a âncora de sutura.

Tabela 2. Tensão máxima de von Mises na âncora para os dois passos de carga.

Passo de carga 1	Passo de carga 2		Diferença entre as tensões de von Mises para os passos de carga 1 e 2 (MPa)
Tensão de von Mises (MPa)	Forças aplicadas no tendão (N)	Tensão de von Mises (MPa)	
240,17	10	227,63	12,54
240,17	30	199,65	40,52
240,17	50	171,58	68,59

Como foi feito no modelo com o implante proposto aqui no modelo com a âncora de sutura um caminho de pontos foi definido no lado articular do tendão para avaliar as tensões de von Mises. A Figura (6A) mostra a região definida para a análise das tensões no lado articular do tendão e a Figura (6B) apresenta as curvas obtidas para a região articular nos dois passos de carga analisados. De acordo com estas curvas observa-se que os maiores valores de tensão foram próximos à região do contato entre a âncora e o tendão. A máxima tensão de von Mises nesta região foi de aproximadamente 10 MPa.

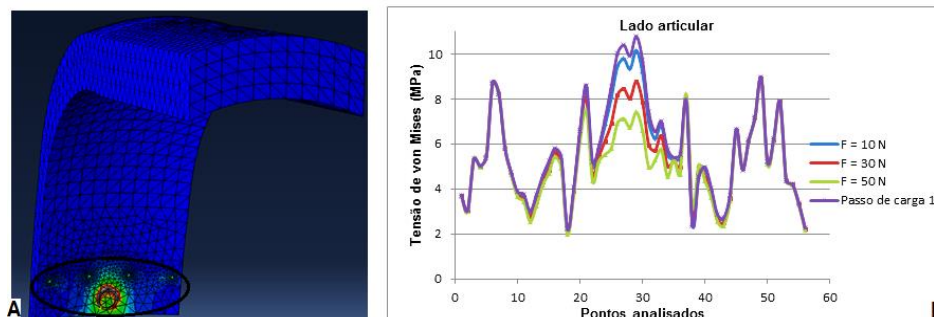


Figura 6. A – Lado articular do tendão onde foi definido o caminho de pontos e também local onde a âncora de sutura foi colada ao tendão; B – Curvas obtidas para o lado articular nos dois passos de carga analisados.

5.4. Avaliação geral dos modelos

A simulação em elementos finitos dos implantes mostrou que a âncora de sutura apresentou valores de tensão superiores ao implante projetado. Contudo, ambos dispositivos exibiram máxima tensão de von Mises abaixo do limite de resistência ao escoamento das ligas de titânio que, segundo Ratner et al. (2004), está na faixa de 485 MPa. Neste aspecto, o implante proposto não falharia por excesso de tensão com consequente escoamento do material.

Com relação à resistência mecânica do tendão supraespinhal, Itoi et al. (1995) realizaram um trabalho em que avaliaram a resistência à ruptura do tendão supraespinhal utilizando 11 ombros de cadáveres humanos com média de idade de 64 anos. Os resultados obtidos mostraram que a carga de ruptura do tendão ficou em torno de 652 N e uma tensão de aproximadamente 26 MPa. No modelo do implante proposto observou-se que as maiores tensões ficaram em torno de 3,5 MPa. Para o modelo com a âncora de sutura verificou-se que os maiores valores de tensão foram de aproximadamente 17 MPa. Portanto, os valores de tensão para o tendão nos dois modelos ficou abaixo da tensão de ruptura do tendão determinada por Itoi et al. (1995).

6. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com a simulação numérica mostraram que a resistência mecânica do implante de titânio proposto foi adequada considerando as solicitações impostas ao modelo de elementos finitos.

Os dados de tensão de von Mises encontrados para o tendão com o novo implante foram inferiores às tensões obtidas com o modelo feito com a âncora de sutura. Tal fato pode contribuir para a boa manutenção do reparo do manguito rotador, diminuindo ou evitando problemas de re-rupturas do tendão.

7. AGRADECIMENTOS

Ao LPM, a FAMED, a Pós-Graduação da FEMEC e aos órgãos de fomento (CAPES, CNPq e FAPEMIG).

8. REFERÊNCIAS

- Itoi, E.; Berglund, L. J.; Grabowski, J. J.; Schultz, F. M.; Grown, E. S.; Morrey, B. F.; An, K.-N. Tensile properties of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 13, p. 578-584, 1995.
- Karlsson, D.; Peterson, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics*, v. 25, p. 189-199, 1992.
- Ratner, B. D.; Hoffman, A. S.; Schoen, F. J.; Lemons, J. E. *Biomaterials science*. 2. ed., 2004.