

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS DE SUTURA USADOS NO TRATAMENTO CIRÚRGICO DA LUXAÇÃO ACROMIOCLAVICULAR

Paula Cristina O. Guimarães, CIMNE-Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, paulacoguimaraes@gmail.com
Gabriela Lima Menegaz, LPM - Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, gabriela.menegaz@gmail.com
Sonia A. G. Oliveira, CIMNE - Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, sgoulart@mecanica.ufu.br
Cleudmar Amaral Araújo, LPM - Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU, cleudmar@mecanica.ufu.br
Leandro Cardoso Gomide, Hospital das Clínicas/UFU, leandro@orthomedcenter.com.br

Resumo. A articulação acromioclavicular é uma das articulações que constituem o ombro, juntamente com as articulações esternoclavicular e glenoumeral. Apesar de possuir ligamentos coracoclaviculares de grande resistência, é uma articulação frágil e pode ser facilmente lesada, representando cerca de 9% das lesões no ombro. Em algumas das técnicas cirúrgicas utilizadas no tratamento da lesão acromioclavicular, são utilizados fios de sutura não absorvíveis, como os fios Ethibond®, FiberWire® e HiFi®. Foram realizados ensaios de tração para a determinação das propriedades mecânicas destes fios de sutura. Os resultados foram mostrados na forma de curvas de força x deslocamento e em seguida realizou-se a comparação entre os diferentes tipos de fios de sutura testados. Finalmente, foi realizado o estudo estatístico dos dados obtidos nos ensaios e determinados intervalos de confiança para os valores das propriedades mecânicas dos fios.

Palavras chave: Ensaio de tração, Fios de sutura, Luxação acromioclavicular.

1. INTRODUÇÃO

O ombro faz a ligação entre o membro superior e o tronco, agindo em conjunto com o cotovelo para realizar o posicionamento específico e eficiente da mão. Ele é constituído pelas articulações esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral, além das estruturas ósseas da escápula, clavícula e úmero. Estas articulações agem em conjunto, de modo a produzir uma mobilidade maior que aquela permitida por cada articulação individualmente, dessa forma, defeitos funcionais em qualquer uma delas comprometem toda a movimentação do ombro. As lesões da articulação acromioclavicular representam 40 a 50% das lesões relacionadas ao esporte, frequentemente devido a quedas sobre o ombro, com o braço em adução (KAPLAN et al., 2005).

Atualmente, os principais tratamentos são baseados na reparação do ligamento acromioclavicular através de pinos, parafusos, fios de sutura, placas e ganchos, na transferência do ligamento coracoacromial através da técnica de Weaver-Dunn e na reconstrução anatômica dos ligamentos com enxertos. Outras técnicas realizam a transferência dinâmica dos músculos ou reparam os ligamentos coracoclaviculares usando amarrilhos de fios de sutura não absorvíveis. Os fios de sutura utilizados nos amarrilhos coracoclaviculares substituem os ligamentos rompidos e a escolha de qual fio utilizar no procedimento pode causar diferenças no comportamento do reparo (MAZZOCA et al., 2006).

Tradicionalmente, no processo cirúrgico, eram utilizadas suturas de poliéster trançadas e não absorvíveis, como a Ethibond®, pois esses tipos de sutura se mostravam mais resistentes e com menor tendência ao deslizamento do que as suturas de monofilamento de polidioxanona absorvível. Entretanto, fatores como a frequente ruptura da sutura e a menor resistência conduziram ao desenvolvimento de suturas trançadas e não absorvíveis de uma polimistura, constituída de polietileno, poliéster e PDS. Assim, surgiram inúmeros fios de sutura com essas características, como, por exemplo, os fios FiberWire® e HiFi®, e seu uso tornou-se um procedimento padrão nos amarrilhos coracoclaviculares (SWAN, 2009).

2. OBJETIVOS

Determinar os valores dos módulos de elasticidade, tensões e forças de ruptura dos diferentes fios de sutura comerciais mais comumente utilizados no tratamento cirúrgico da luxação acromioclavicular, avaliando suas propriedades mecânicas através de ensaios de tração.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Os ensaios de tração foram realizados com base na norma ASTM D2256/D2256 M - 10^{e1} "Standard Test Method for Tensile Properties of Yarns by Single Strand Method" (2010), que estabelece os procedimentos a serem seguidos para a determinação das propriedades de tração de fios monofilamento e multifilamento, em fios com ou sem nó e diferentes condições de teste. Os testes em que ocorreu deslizamento do fio na garra, ruptura do fio nas proximidades da garra, até aproximadamente 3 mm de distância, ou nos quais a falha da amostra ocorreu para valores 20% abaixo da força média de ruptura, foram descartados.

Foi utilizada nos ensaios de tração a máquina de ensaio modelo BME 10kN do fabricante Oswaldo Filizola[®], na determinação das propriedades dos fios de sutura sem nó. Para todos os fios, exceto o fio FiberWire[®] n°5, foi utilizada uma célula de carga com capacidade de 50 kgf. Para o fio FiberWire[®] n°5, utilizou-se a célula de carga de 1000 kgf, devido ao valor mais elevado de sua força de ruptura. As amostras foram fixadas em uma garra específica para fios, na qual o fio é envolvido em um cilindro de menor diâmetro e depois passado em torno de um cilindro de maior diâmetro e apertado manualmente. Na Figura (1-A) e na Fig. (1-B) estão representadas, respectivamente, a máquina de ensaio e as garras utilizadas nos testes de tração. Foram testadas sete amostras de cada tipo de fio, todas com comprimento inicial de 50 mm. Estas amostras, devidamente posicionadas na máquina, foram ensaiadas à uma velocidade de 20 mm/min até a falha do material.



Figura1 – Aparato experimental utilizado nos testes de tração. (A) Máquina de ensaio, (B) Garras para fixação dos fios.

Foram realizados ensaios para cinco tipos de suturas diferentes. As suturas utilizadas são descritas a seguir e mostradas na Fig.(2).

- *Ethibond[®] n°2*: Sutura sintética não absorvível, com construção multifilar trançada de poliéster e revestimento de polibutilato, fabricada pela empresa Ethicon[®] e com diâmetro aproximado de 0,55 mm.
- *Ethibond[®] n°5*: Sutura sintética não absorvível, com construção multifilar trançada de poliéster e revestimento de polibutilato, fabricada pela empresa Ethicon[®] e com diâmetro aproximado de 0,75 mm.
- *Hi-Fi[®] n°2*: Sutura não absorvível constituída de polimistura, sem a presença de um núcleo de polietileno de peso molecular ultraelevado. É produzido pela CONMED[®] e apresenta diâmetro médio de 0,55 mm.
- *FiberWire[®] n°2*: Sutura não absorvível constituída por um núcleo com vários fios pequenos de polietileno de peso molecular ultraelevado (UHMWPE), revestido de poliéster trançado. É fabricado pela Arthrex[®] e possui diâmetro médio de 0,55 mm.
- *FiberWire[®] n°5*: Sutura não absorvível constituída por um núcleo com vários fios pequenos de polietileno de peso molecular ultraelevado (UHMWPE), revestido de poliéster trançado. É fabricado pela Arthrex[®] e possui diâmetro médio de 0,75 mm.

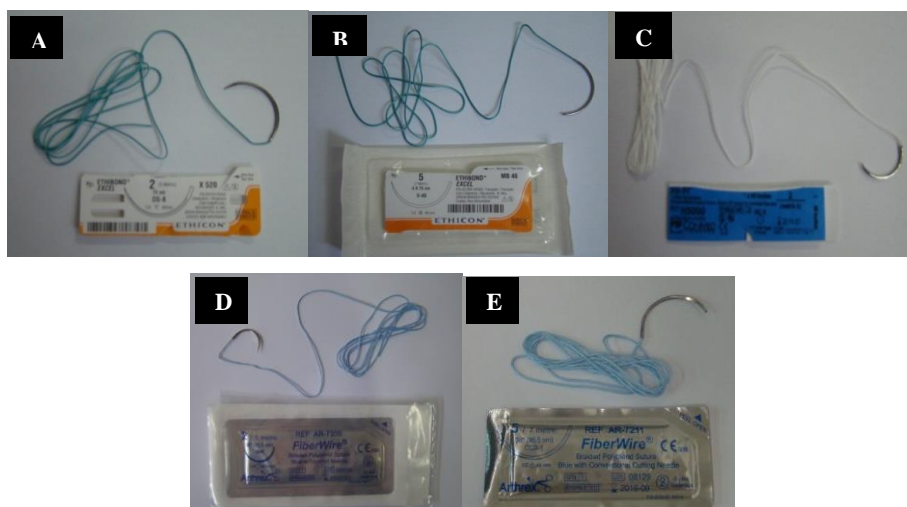


Figura 2 – Fios de sutura submetidos ao ensaio de tração. (A) Fio Ethibond[®] n°2, (B) Fio Ethibond[®] n°5, (C) Fio HiFi[®] n°2, (D) Fio FiberWire[®] n°2, (E) Fio FiberWire[®] n°5.

A partir dos ensaios, foram obtidas as curvas de força [N] x deslocamento [mm] de cada amostra de fio. Os dados foram exportados para planilhas Excel[®] para serem tratados e analisados. Todos os ensaios foram monitorados por uma filmadora digital posicionada à frente da máquina de ensaio.

4. RESULTADOS

O comportamento mecânico dos fios de sutura pode ser representado pelas curvas de força[N] x deslocamento [mm] obtidas. As Figuras (3) a (7) mostram as curvas correspondentes a cada tipo de fio de sutura ensaiado. A Figura (8) mostra a curva média de cada tipo de fio, permitindo a comparação e evidenciando as diferenças de comportamento mecânico entre eles.

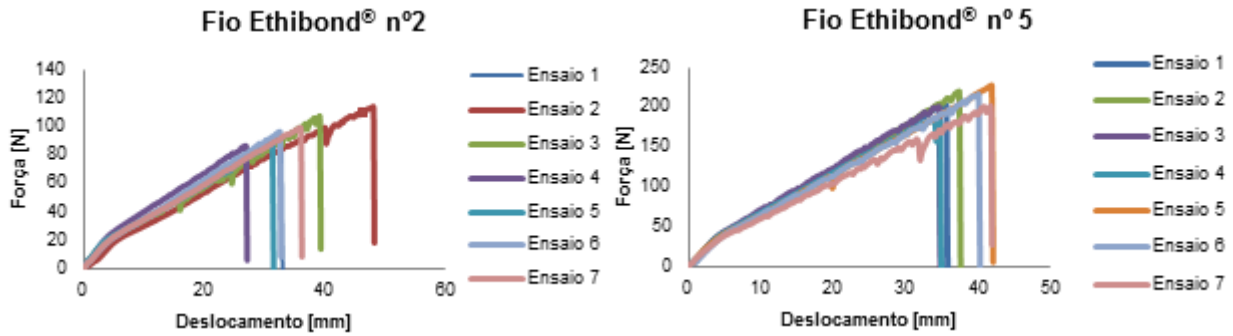


Figura 3 – Curva de força x deslocamento do fio Ethibond[®] n°2

Figura 4 – Curva de força x deslocamento do fio Ethibond[®] n°5.

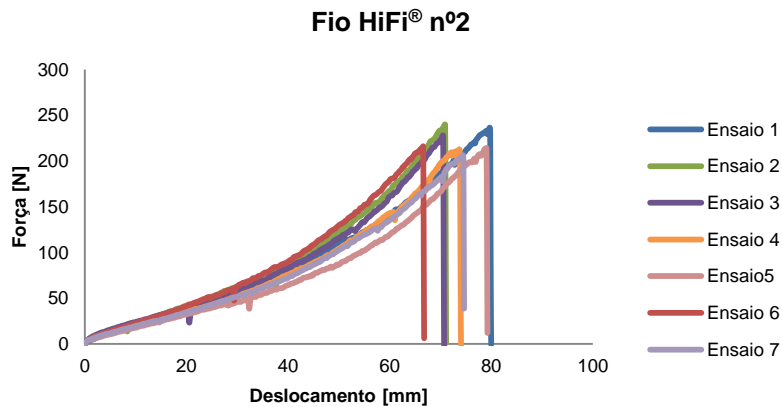


Figura 5 – Curva de força x deslocamento do fio HiFi[®] n°2.

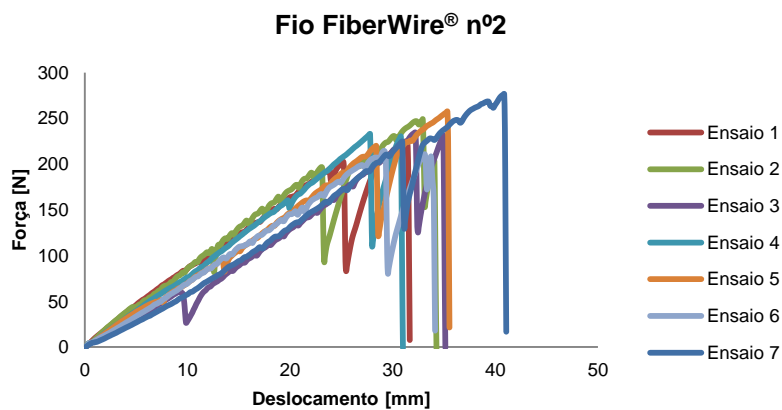


Figura 6 – Curva de força x deslocamento do fio FiberWire[®] n°2.

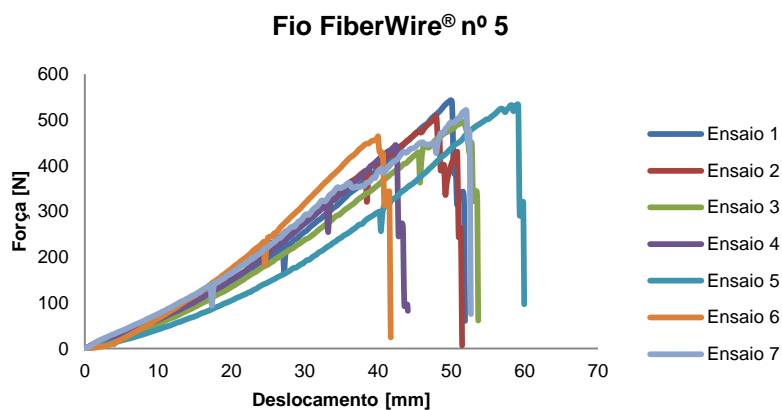


Figura 7 – Curva de força x deslocamento do fio FiberWire® nº 5.

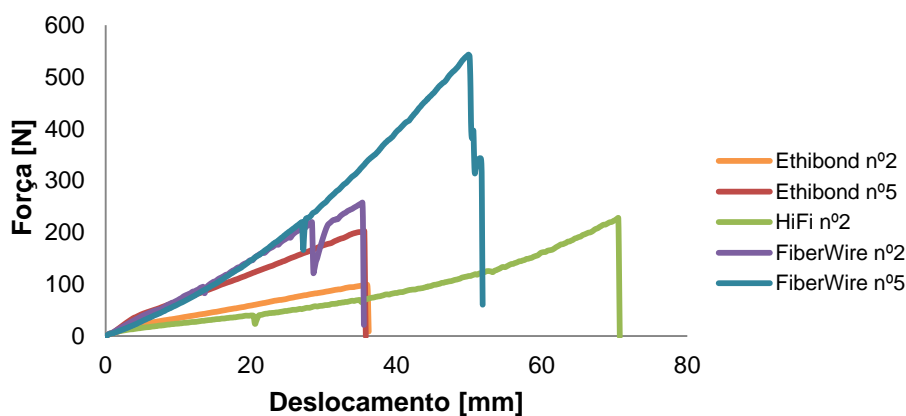


Figura 8 – Curvas de força x deslocamento dos diferentes fios de sutura testados.

Através do tratamento estatístico dos dados obtidos nos ensaios, estabeleceram-se intervalos – de confiança de 95% – para os valores das forças de ruptura, tensões de ruptura e módulo de elasticidade dos fios. Esses intervalos, assim como os valores dos deslocamentos médios dos fios até a ruptura, são mostrados na Tab. (1).

Observou-se que os fios compostos de polimistura, FiberWire® e HiFi®, possuem tensão de ruptura significativamente mais elevada do que o fio Ethibond®, sendo que o fio FiberWire® possui maior limite de ruptura e maior módulo de elasticidade que o fio HiFi®. Apesar de tanto o fio FiberWire® quanto o fio HiFi® serem compostos de polimistura, as diferenças de fabricação presentes em sua estrutura, como o ângulo de torção média, podem ter levado à diferença nos valores de resistência e módulo de elasticidade. Notou-se que os fios Ethibond® e HiFi®, apesar de apresentarem limites de ruptura consideravelmente diferentes, possuem valores bem próximos de módulo de elasticidade, o que se reflete no maior alongamento que o fio HiFi® sofre até a ruptura.

Tabela 1 – Valores de força e tensão de ruptura, módulos de elasticidade e deslocamento na ruptura obtidos através dos ensaios de tração.

	Ethibond® 2	Ethibond® 5	HiFi® 2	FiberWire® 2	FiberWire® 5
Força de ruptura [N]	97,98 ± 6,66	207,38 ± 10,42	221,96 ± 8,84	240,17 ± 15,28	501,36 ± 24,63
Tensão de ruptura [Mpa]	412,37 ± 28,04	469,50 ± 23,59	934,16 ± 37,19	1010,82 ± 64,32	1135,06 ± 55,75
Módulo de elasticidade [Mpa]	532,21 ± 24,65	576,53 ± 27,01	578,34 ± 32,00	1562,39 ± 60,09	1201,87 ± 69,73
Rigidez [N/mm]	2,53 ± 0,12	5,09 ± 0,24	2,74 ± 0,15	7,42 ± 0,29	10,62 ± 0,62
Alongamento médio na ruptura [mm]	35,24	37,98	73,67	34,19	48,89

Najibi et al. (2001) compararam as propriedades mecânicas das suturas FiberWire® e Ethibond®, ambas de diâmetros nº2 e nº5. Os resultados obtidos por esses autores apresentaram concordância com os mostrados no estudo em questão. O fio FiberWire nº5 mostrou o maior valor de força de ruptura (620 ± 29 N), seguido pelo fio FiberWire nº2 (282 ± 30 N), Ethibond nº5 (247 ± 10 N) e Ethibond nº2 (134 ± 9 N).

De acordo com a literatura, o ligamento coracoclavicular intacto possui força de ruptura de 500 ± 134 N, rigidez de 103 ± 30 N/mm e alongamento máximo de $7,7 \pm 1,9$ mm, sem que haja diferença considerável entre a contribuição do ligamento trapezóide e do ligamento conóide nessa configuração. O ligamento conóide isolado apresenta força de ruptura de 394 ± 170 N, rigidez de 105 ± 45 N/mm e alongamento máximo de $7,1 \pm 2,1$ mm. O ligamento trapezóide isolado possui força de ruptura de 440 ± 118 N, rigidez de 84 ± 18 N/mm e alongamento máximo de $9,2 \pm 2,6$ mm (HARRIS et al., 2000)

Os ensaios realizados evidenciaram a superioridade em resistência mecânica dos fios de polimistura em relação aos fios de poliéster com construção multifilamentar trançada e recoberta por polibutilato. O único fio que apresentou força de ruptura comparável à descrita na literatura para os ligamentos coracoclaviculares foi o fio FiberWire® nº5 e todos os fios testados apresentaram rigidez menor que a dos ligamentos. Entretanto, os ensaios não foram feitos com suturas semelhantes aos amarrilhos coracoclaviculares realizados *in vivo*, e sim com amostras de fios isolados.

5. CONCLUSÃO

Observou-se diferenças significativas entre os valores de tensão de ruptura e módulo de elasticidade obtidos para os fios de sutura de mesmo diâmetro, tanto para os fios de número 2 quanto para os fios de número 5. Os fios constituídos de polimistura, como FiberWire® e HiFi®, apresentaram valores mais elevados de tais parâmetros do que os fios de poliéster, como Ethibond®. Houve também diferenças significativas entre as forças de ruptura dos fios de mesma constituição e diâmetros diferentes, dessa forma, o fio FiberWire® nº 5 apresentou valores maiores que o fio FiberWire® nº 2, e o mesmo ocorreu entre as suturas Ethibond®. As tensões de ruptura e os módulos de elasticidade entre as suturas Ethibond® e entre as suturas FiberWire®, entretanto, apresentam diferenças insignificantes, uma vez que são ambos parâmetros independentes da seção transversal dos fios.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos órgãos de fomento (FAPEMIG, CNPq e CAPES) e ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia pelo apoio financeiro. Agradecem também à Sala FEMEC/CIMNE, ao Laboratório de Projetos Mecânicos(LPM) e ao Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/RESP).

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ASTM D2256/D2256 M - 10^{e1}. Standard Test Method for Tensile Properties of Yarns by Single Strand Method, 2010
2. HARRIS, R. I.; WALLACE, A. L.; HARPER, G. D.; GOLDBERG, J. A.; SONNABEND, D. H.; WALSH, W. R. Structural Properties of the Intact and the Reconstructed Coracoclavicular Ligament Complex*. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 1, p. 103-108, 2000.
3. KAPLAN, L. D.; FLANINGAN, D. C.; NORWING, J.; JOST, P.; BRADLEY, J. Prevalence and Variance of Shoulder Injuries in Elite Collegiate Football Players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 8, 2005.
4. MAZZOCA, A. D.; SANTANGELO, S. A.; JOHNSON, S. T.; RIOS, C. G.; DUMONSKI, M. L.; ARCIERO, R. A. A Biomechanical Evaluation of a Anatomical Coracoclavicular Ligament Reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 34, p. 236-246, 2006.
5. NAJIBI, S.; BANGLMEIER, R.; MATTA, J. M.; TANNAST, M. Material Properties of Common Suture Materials in Orthopaedic Surgery. **The Iowa Orthopaedic Journal**, v. 30, p. 84 - 88, 2001.
6. SWAN JR, K. G.; BALDINI, T.; MCCARTY, E. C. Arthroscopic Suture Material and Knot Type: An Updated Biomechanical Analysis. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 8, p. 1578-1585, 2009.