

Guía para la reparación del manguito rotador basada en principios biomecánicos

Stephen Burkhart, M. D.

RESUMEN: El autor ha dilucidado previamente y defendido varios de los principios biomecánicos para la reparación del manguito rotador. Este artículo pretende juntar todos esos conceptos, con el objetivo de ampliar el conocimiento sobre la reparación del manguito rotador y fortalecerlo con la unificación de todos esos conceptos, hasta ahora dispersos.

ABSTRACT: *The author has previously elucidated and advocated various biomechanical principles for application in rotator cuff/repair. This article these concepts together into a unified stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair that will maximize the strength of the repair for all tear configurations*

Palabras claves: ruptura del manguito rotador, artroscopía, biomecánica, reparación tendinosa.

Conceptos actuales

La integridad estructural es lograda por la comprensión de principios mecánicos sólidos. Este concepto es tan verdadero para estructuras biológicas, como para edificios y máquinas. El todo es la suma de las partes.

La creación de una reparación estructuralmente firme del manguito rotador, solo puede darse, si está acompañada de una pautada e inteligente aplicación de los principios mecánicos a la cirugía reparadora. He descrito previamente una serie de principios que encuentro muy valiosos para lograr una reparación segura del manguito rotador. El propósito de este trabajo es juntar esos principios diferentes en una sola aproximación sistemática. De esta manera, nos permitirá a nosotros conseguir la mejor cirugía reparadora para todas las configuraciones de desgarró.

Reconocimiento del modelo de desgarró

En mi opinión, las evaluaciones artroscópicas nos permiten una evaluación más exacta de la configuración del desgarró que la inspección abierta. Las rupturas pueden ser observada a través de varios portales artroscópicos para poder conseguir una visión tridimensional de los modelos de desgarró que generalmente ofrece una visión superior que las obtenidas por medios abiertos, particularmente para rupturas grandes.

Las rupturas del manguito rotador pueden ser clasificadas, de una manera general, en los siguientes dos modelos:

1. ruptura en forma de media luna
2. ruptura en forma de U

1. Ruptura en forma de "media luna": inclusive las más grandes, generalmente son avulsiones del manguito con hueso pero no se retraen mucho. Pueden ser reparadas con hueso con mínima tensión.

San Antonio Orthopaedic Group, P.A.
Texas. USA

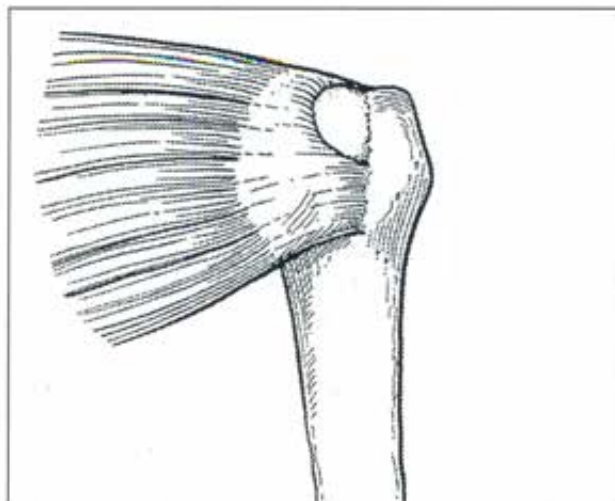


Fig. 1a

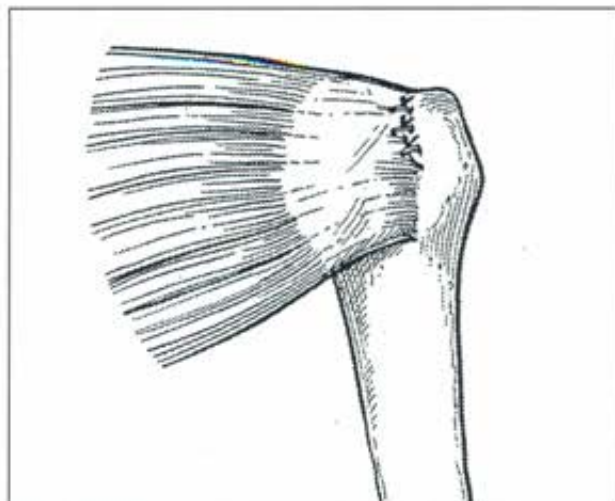


Fig. 1b

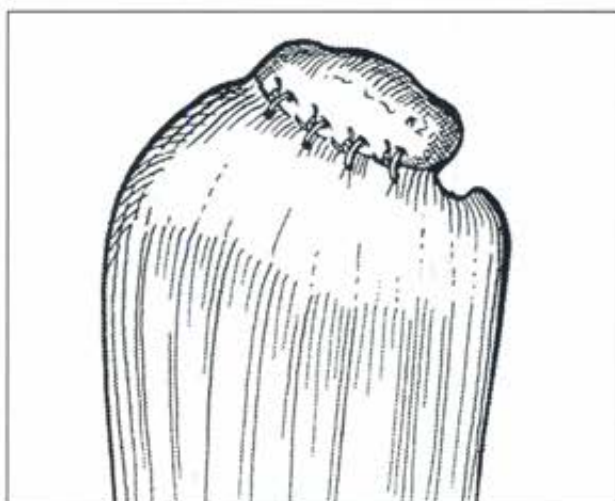


Fig. 1c

(Fig. 1) Ruptura en forma de U: usualmente, se extienden más lejos del medio que las anteriores, generalmente, extendiéndose hacia la glena o hasta la

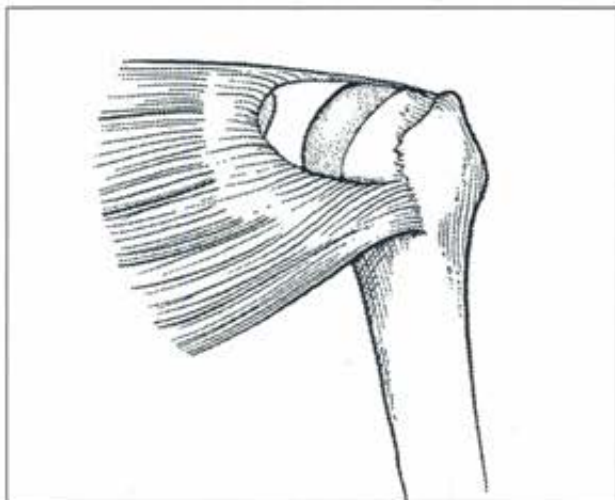


Fig. 2a

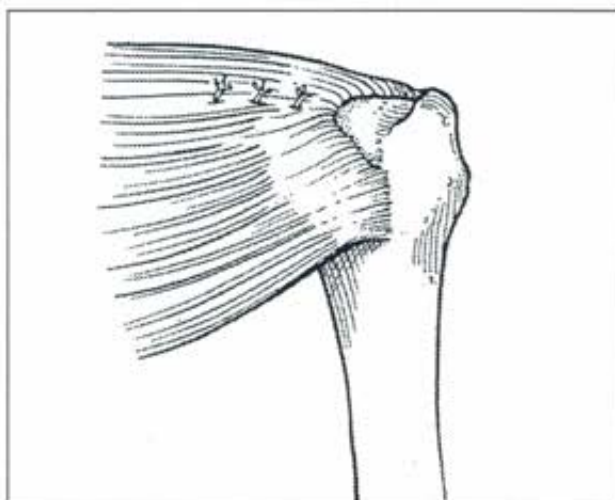


Fig. 2b

mitad de la glena. (Fig 2a, 2b). Es importante tomar en cuenta que esta extensión media del desgarro **no** representa retracción, pero quizá representa la forma que una ruptura con forma de L asume ante el peso fisiológico de los componentes de su músculo-tendón.

Cerrar ese tipo de rasgadura es más parecido a cerrar un colgajo en forma de carpa, uno debe reconstituir los dos brazos de L (Foto 2D y 2E). Uno no debe cometer el error de tratar de movilizar el margen medio de la rasgadura de la glena y el cuello escapular suficiente para llegar al lecho de óseo humeral. Las sobrecargas tensionales que cargarían en el medio del margen del maguito reparado lo condenarían a fallar.

Media Luna:

Este tipo de rasgadura puede ser reparada fácilmente al hueso. El cirujano debe decidir cuándo hacer

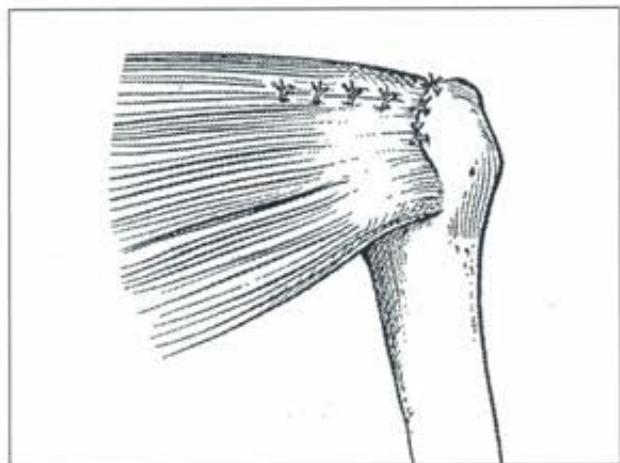


Fig. 2c

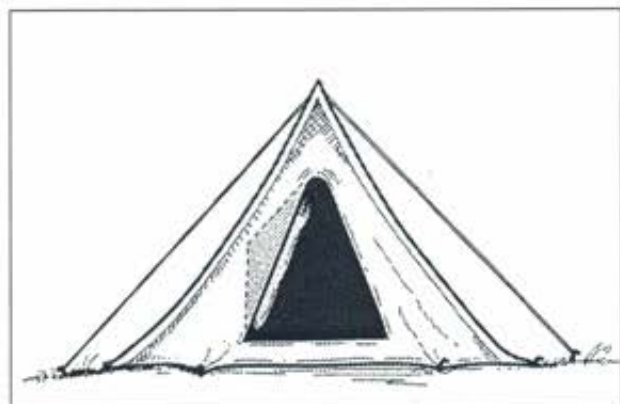


Fig. 2d

una sutura a través de túneles óseos o con una sutura de anclaje. Hemos demostrado anteriormente que bajo las condiciones de carga cíclica fisiológica, la fijación ósea por sutura de anclajes es más resistente que fijación ósea por túneles transóseos. Por lo tanto, actualmente utilizo suturas de anclaje para re-

paración del manguito rotador en lugar de túneles óseos. Preparo el lecho óseo por medio del shaver, para no decorticar el hueso. Decortcando el hueso se debilitaría la fijación de anclaje en el hueso, por lo que la decorticación debería ser evitada. Una superficie sangrienta más que un agujero óseo es todo lo que se necesita para una reparación satisfactoria del tendón al hueso.

El anclaje debe ser insertado a un ángulo de aproximadamente 45° para aumentar la resistencia de éste al desprendimiento (Figura 3). La mayoría de las suturas permanentes de las anclas, hoy en día, pueden soportar cargas fisiológicas.

El margen en forma de media luna de la ruptura debe ser respetado en la reparación y luego las suturas de anclaje deben ser ubicadas de una manera de media luna unos 4 ó 5 mm de la superficie articular para evitar tensión alta a cualquiera de los puntos de fijación. La sobretensión ha sido demostrado experimentalmente, que causa fallas en la reparación del

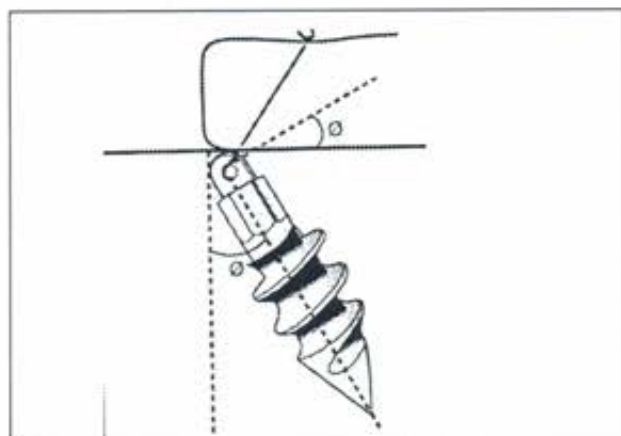


Fig. 3

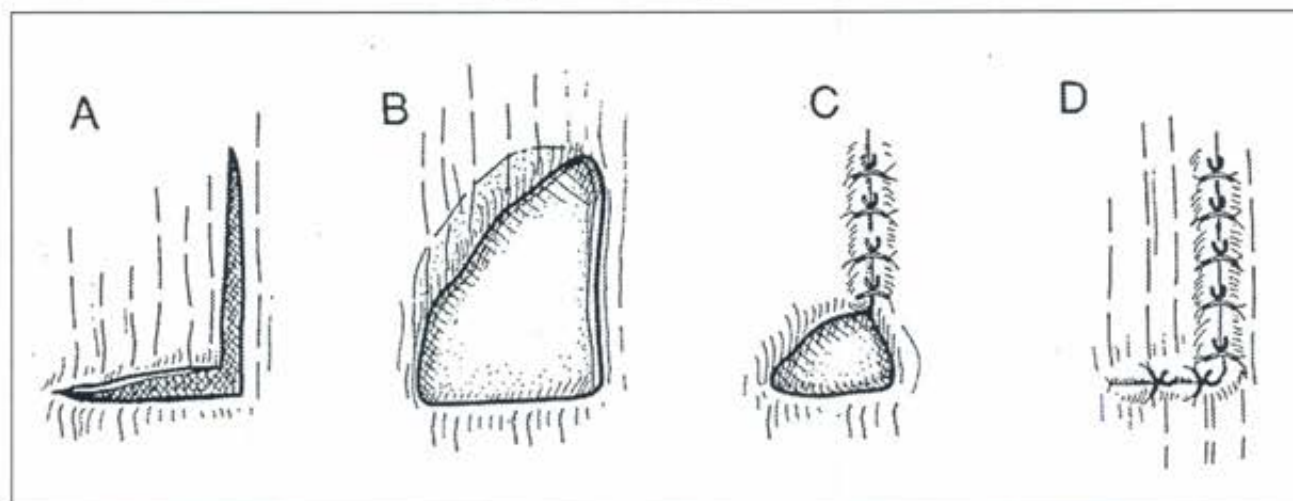


Fig. 2e

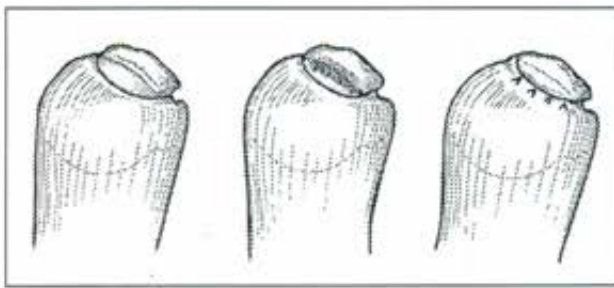


Fig. 4

manguito rotador sujeto a cargas cíclicas fisiológicas.

La toma del tendón puede ser hecha artroscópicamente por solo suturas simples o mattress sutures. La resistencia de suturas simples de #2 Ethibond ha sido demostrado ser el adecuado para condiciones de máxima carga del manguito rotador.

La firmeza del lazo es definida como la habilidad de mantener tenso el lazo que avanza en el poste cuando se ata un nudo.

La firmeza del nudo es definida como la efectividad de un nudo dado resistiendo deslizamientos o rotura cuando la presión es aplicada. Poco ha sido escrito sobre la firmeza del lazo, pero es tan importante como la del nudo ya que un punto flojo, permitirá pérdida de fijación de tejido blando inclusive si el nudo asociado está muy fuerte (Figura 5). La seguridad del lazo ha sido mejor lograda con un empujador artroscópico del nudo de doble cánula. A pesar que algunos nudos deslizantes complejos (Duncan loop, Roeder knot, Nicky's not, buntline hitch) pueden mantener además una adecuada seguridad del lazo,

esos nudos complejos no son investigados en este estudio. La bibliografía relacionada con la seguridad del nudo es vasta y confusa a la vez.

Desafortunadamente, virtualmente todos estos estudios solo mencionan cómo atar los nudos de la manera más resistente, pero lo que los cirujanos necesitan saber es la fuerza mínima que el nudo debe tener para evitar fallas bajo carga máxima fisiológica. Esto es, cuáles son los suficientemente fuertes para sostener la reparación

Más allá de eso, la discusión sobre la seguridad del nudo es académica. Nunca necesitaremos atar un nudo complejo que es muchas veces más fuerte que lo que tendría que ser para resistir cargas fisiológicas.

Como nosotros consideramos la firmeza del nudo, hay un par de puntos importantes que tenemos que tener en mente.

Primero, #2 Ethibond se rompe a aproximadamente 30 lbs. (133. SN). Sin embargo, hemos mostrado en el laboratorio que las configuraciones más comunes de 4 medios nudos (s=s=s/s / sxsxsxsx) (Figura 6) fallan por deslizamiento de sutura más que por rotura, por lo que la carga de deslizamiento del nudo se convierte en un parámetro sumamente importante.

Uno debe tener en cuenta que la firmeza del nudo depende de tres factores: fricción, interferencia interna, y la laxitud entre nudos. La fricción será obviamente mayor para sutura de polifilamento que para slick sutura de monofilamento. La interferencia interna se refiere a la relación entre nudos contiguos de las dos suturas relacionadas entre sí, y puede ser

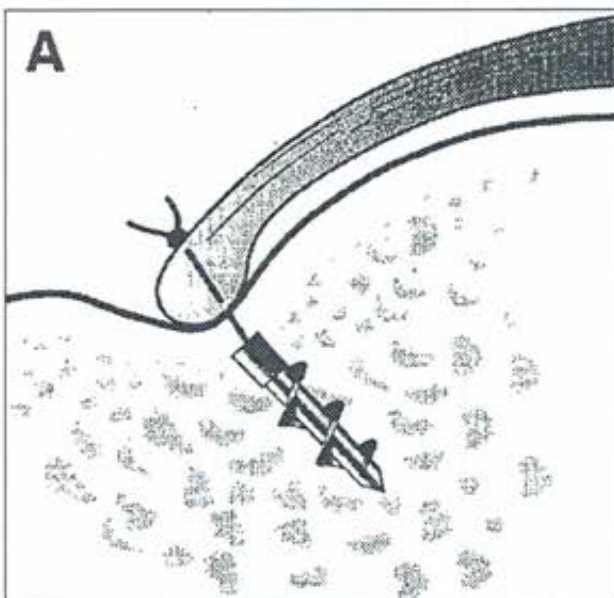


Fig. 5a

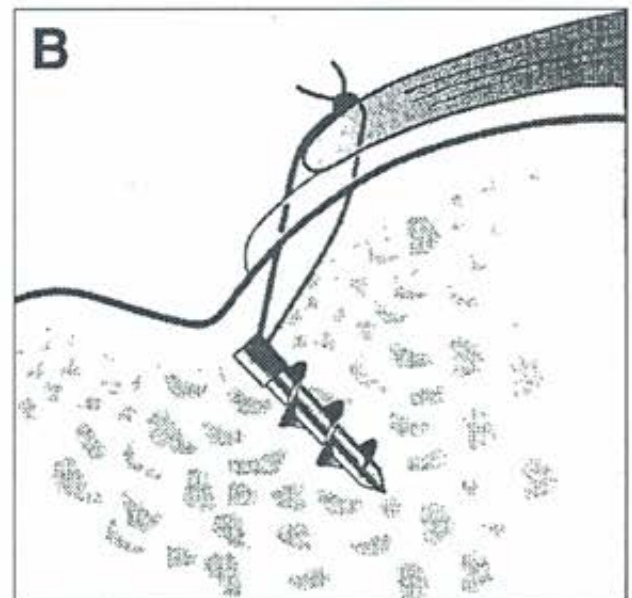


Fig. 5b

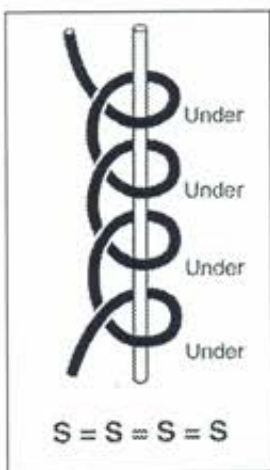


Fig. 6a

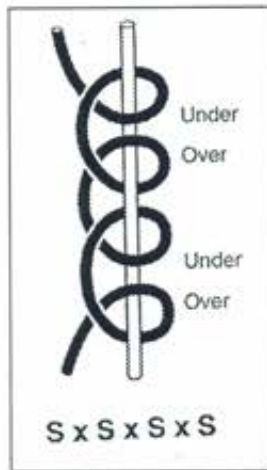


Fig. 6b

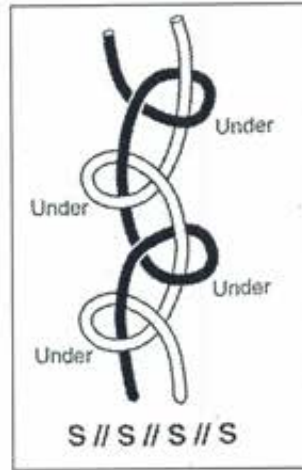


Fig. 6c

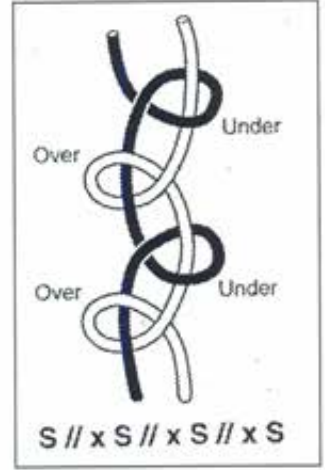


Fig. 6d

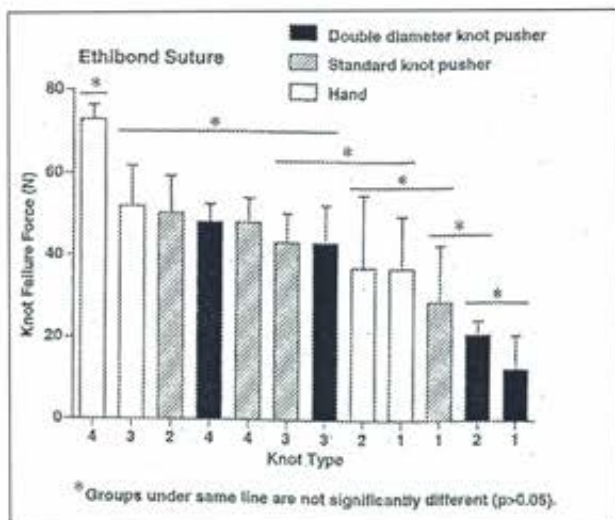


Fig. 7

aumentada cambiando los postes entre medios nudos y/o revirtiendo la dirección de éstos, consecutivos.

La laxitud, puede ser resuelta de dos maneras: eliminar cualquier giro de los dos brazos de la sutura antes de que cada medio nudo esté atado, alejando uno de los brazos de la sutura del nudo, para ajustarlo bien (Figura 7). Por lo tanto uno puede maximizar la fuerza del nudo usando suturas multifilamento, evitando la formación de vueltas en los brazos, cambiando los postes entre medios nudos y llevando uno de los brazos más lejos que el medio nudo que se está ajustando.

Ahora que hemos reforzado lo mayor posible al nudo y ajustado nuestro lazo, podemos analizar el nudo para ver si es lo suficientemente fuerte como para resistir condiciones de máxima carga de la reparación del manguito rotador. Hemos mostrado anteriormente en el laboratorio que la reparación del

manguito rotador con grandes cargas simples fallan en la sutura mientras que la reparación del magueto sujeto a carga cíclica padece falla fisiológica (falla del hueso o deslizamiento de la sutura del tendón) más que falla de la sutura. Por lo tanto, las fallas de la sutura serían más propensas a ocurrir con una carga repentina de empujes simples, causados por una máxima contracción del manguito reparado, como en una caída o un repentino movimiento de brazo reflexivo. Para estimar la probabilidad de falla en la sutura, uno debe ser capaz de calcular la carga la sutura que puede ser causada por una repentina y enérgica contracción y ver si la carga excede la resistencia (falla en fuerza) para las varias configuraciones de nudos. La falla en fuerza para 4 medios nudos #2 Ethibond alineados en una configuración $s=s=s=s$ fue determinada para ser menor a 30N, mientras que la máxima fuerza para las otras configuraciones comunes ($sxsxsxs$, $s//s//s//s$, y $s//xs//xs//xs$) estaba generalmente en el rango de los 35 hasta 590 N - Figura 7/8-. Suponiendo que un desgarro de manguito de 4 cm antero-to-posterior longitud del tipo medialuna, la máxima fuerza del músculo que puede ser generada a lo largo del desgarro sería 302N (mirar apéndice). Esta ruptura puede ser arreglada con tres anclajes de suturas posicionadas 1 cm aparte. Si cada anclaje tiene una sutura, entonces habrá 5 puntos de fijación (3 suturas, 2 tendones accesorios) que pueden ser asumidos para igualmente compartir la carga de 302N. La carga por sutura durante una contracción máxima del músculo sería $302N=60.4N$, una carga que causaría la falla de todas las configuraciones de medios nudos, que son las comúnmente usadas. Suponiendo que haya dos suturas por anclaje, debería haber 8 puntos de fijación (6 suturas y 2 tendones accesorios) (Fig. 9). Por lo tanto, la carga

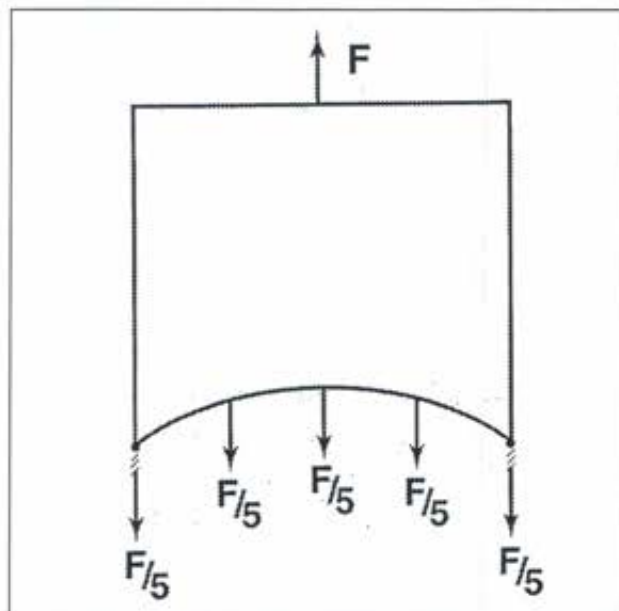


Fig. 8

por sutura durante una contracción máxima del músculo sería $302 = 37.75N$, que es una carga en la cual todas menos una de las configuraciones de los nudos en este estudio podrían resistir sin fallar. Uno debe notar que, para simplificar el modelo, asumimos que las suturas resisten en una dirección opuesta a la que el manguito rotador tira; en la situación clínica, habrá un ángulo pequeño entre la fuerza del rotador y la sutura, causando una sobretensión en la sutura. Este modelo nos permite predecir que es lo adecuado de una configuración dada bajo condiciones de carga de máxima fisiológica.

El desgarro en U (también llamado "ruptura retraída"):

El criterio reconocido que las llamadas rupturas "retraídas" no son del todo retraídas. Estos grandes desgarros en forma de U son actualmente rupturas en forma de L con un corte vertical desde el lateral al medio; ellos han adoptado una forma de U por virtud de la elasticidad de las unidades envueltas en el músculo-tendón. Mc Laughlin reconoce este modelo y define la reparación anatómica en forma de L. Yo también definiendo este tipo de reparación y aconsejó un cierre inicial de lado a lado de las hojas anteriores y posteriores del desgarro con el fin de cumplir con la convergencia de márgenes.

La convergencia de márgenes se refiere al fenómeno que ocurre con el cierre de lado a lado de las grandes reparaciones de manguito, en las cuales el margen libre del desgarro converge hacia el tróquiter a medida que progresa la reparación de lado a lado. La crea-

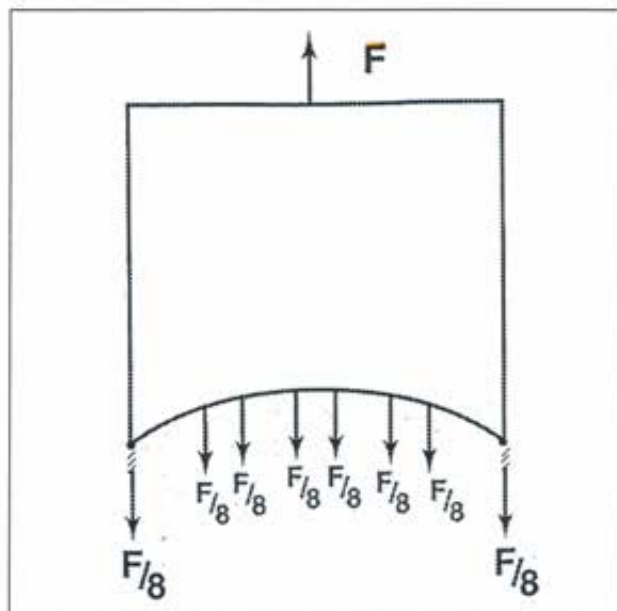


Fig. 9

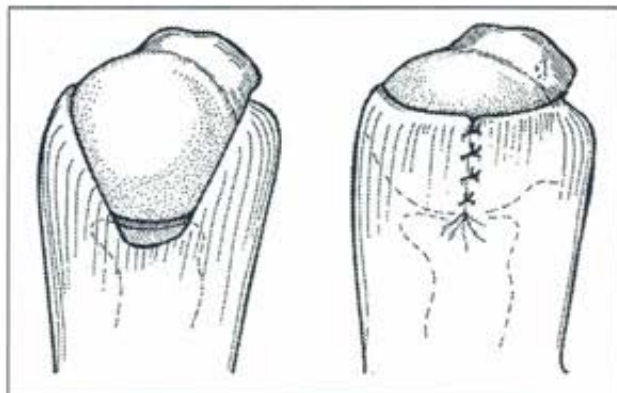


Fig. 10

ción de este nuevo margen del manguito tiene la muy útil característica de hacer decrecer la tensión. Esto le agrega otro factor de seguridad a la reparación del hueso, desde que la tensión que disminuye significa que habrá una menor probabilidad de falla de fijación al hueso (para cualquiera de las dos; suturas de anclajes o túneles óseos). (Fig. 10)

Cuando se lleva a cabo la reparación de lado a lado, yo prefiero la sutura #2 Ethibond con los nudos ubicados sobre la hoja posterior del desgarro para evitar impingement del nudo. Como con las rupturas con forma de media luna, la seguridad del lazo y del nudo, son extremadamente importantes y requiere atención en detalle.

Como se reparan desgarros en forma de U, hay dos principios biomecánicos que deben ser seguidos en orden secuencial para producir un manguito rotador que funciones correctamente.

Estos principios son los stes:

1. convergencia de márgenes
2. balance de cuplas de fuerza

Como se demuestra arriba, la convergencia de márgenes es realizada por un cierre de lado a lado de las hojas anteriores y posteriores del manguito. Luego, el cirujano debe llevar la hoja restante deficiente (la base de la L), generalmente la hoja posterior del manguito hacia el hueso, momento producido por el manguito reparado, de ese modo creando un par de fuerzas balanceadas entre la del manguito anterior y posterior. Este balance le permite al hombro establecer un fulcro estable de movimiento glenohumeral. Los anclajes de sutura son muy útiles para fijar la base del desgarró proximal.

La seguridad del lazo y del nudo son vitales para sostener la sutura y balancear el par de fuerzas. Si no puede ser alcanzado el cierre completo del manguito al hueso, el par de fuerzas pueden aún ser efectivas a pesar que un agujero es dejado en la porción superior del manguito. Esas reparaciones parciales del manguito han demostrado ser muy efectivas si al menos la mitad del infraespinato puede ser reparado al hueso. Los arreglos parciales son recomendados cada vez que el cierre completo del defecto no es posible. No aconsejo transferencias tendinosas del manguito rotador, ya que cambian la mecánica del hombro y además pueden debilitar considerablemente las unidades transferidas del músculo-tendón.

Para desgarró grandes en forma de U, la seguridad del lazo y del nudo son de vital importancia, y pueden ser conseguidas como fueron discutidas en la sección "El desgarró en forma de media luna". Múltiples suturas por anclaje reducirán la carga por sutura debajo del punto de falla.

Resumen de la reparación

I- Reconocimiento del desgarró

A Desgarró en forma de media luna

1. reparación al hueso
2. respetar la forma de media luna en la reparación (posición del anclaje 4 ó 5 mm fuera de la superficie articular)
3. anclaje de sutura a 45° (ángulo del hombre muerto)
4. seguridad del lazo
5. seguridad del nudo
6. múltiples suturas por anclaje

B desgarró en forma de U

1. reparación de lado a lado (convergencia de márgenes)
2. corte de la hoja posterior para conseguir balance de fuerza de las dos
3. seguridad del lazo
4. seguridad del nudo
5. múltiples suturas por anclaje
6. reparación parcial si el defecto no es reparable en un 100%.

La suma de sus partes

En la historia de la reparación del manguito ha habido malos consejos como simplemente cubrir el agujero en el manguito. Ignorando la mecánica del hombro, muchos de estos métodos pueden actualmente hacer peor al hombro. Este artículo es un intento que junta los principios biomecánicos a una aproximación pautada para reparación artroscópica del manguito rotador que aumentará la resistencia de la reparación. Es necesaria una meticulosa atención en cada paso. Una sutura floja o un anclaje pobremente situado pueden significar una pérdida íntegra de la construcción entera. En cirugía ortopédica, como en ingeniería estructural, la integridad estructural es construida un paso por vez. El producto terminado no es nada más que la suma de sus partes. Por lo tanto, como cirujanos, debemos esforzarnos en maximizar la calidad de cada parte.

Las leyes naturales que gobiernan las relaciones biomecánicas no son nuevas, pero a veces son oscuras.

Empezando por hechar luz a estas relaciones, podemos, hasta cierto grado, aprovechar las fuerzas de la naturaleza para trabajar a nuestro favor. Las leyes naturales no cambian. La naturaleza no conformará al hombre; sino que el hombre es el que deberá conformarla.

Bibliografía

1. Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS. The rotator crescent and rotator cable: An anatomic description of the shoulder's "suspension bridge" Arthroscopy 1993; 9:611-619.
2. Burkhart SS. Current Concepts: Reconciling the paradox of rotator cuff repair versus debridement: A unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff tears. Arthroscopy 1994; 10:4-19.

3. Burkhart SS, Nottage WM, Ogilvie-Harris DJ, et. al. Partial repair of irreparable rotator cuff tears. *Arthroscopy* 1994; 10: 363-370.
4. Burkhart SS. Technical Note: The deadman theory of suture anchors: Observations along a South Texas fence line. *Arthroscopy* 1995; 11:110-123.
5. Burkhart SS, Fischer Sp, Nottage WM, et.al. Tissue fixation security in transosseous rotator cuff repairs: A mechanical comparison of simple versus mattress sutures. *Arthroscopy* 1996;12:704-708.
6. Burkhart SS, Athanasiou KA, Wirth MA. Technical note: Margin convergence: A method of reducing strain in massive rotator cuff tears. *Arthroscopy* 1996;12:335-338.
7. Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, et. al. Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: "Tension overload" as a possible cause of failure. *Arthroscopy* 1997; 13:172-176.
8. Burkhart SS, Díaz-Pagán JL, Wirth MA, et. al. 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;13:720-724.
9. Burkhart SS. Partial repair of massive rotator cuff tears: The evolution of a concept. *Orthop. Clin. North Am.* 1997;28:125-132.
10. Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, et. al. Technical note: Loop security as a determinant of tissue fixation security. *Arthroscopy* (in press)
11. Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, et. al. Knot security and its relationship to rotator cuff repair: How secure must a knot be? Submitted to *Arthroscopy*.
12. McLaughlin HL. Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder: The exposure and treatment of tears with retraction. *J. Bone Joint Surg.* 1944;26A:31-51.
13. Caldwell GL, Warner JJP, Miller MD, et. al. Transosseous rotator cuff fixation: The weal link? A biomechanical evaluation. *Orthop. Trans* 1995 (Abstract); 19:368.
14. St. Pierre P, Olson Fj, Elliot JJ, et. al. Tendon healing to cortical bone versus a cancellous trough: A biomechanical and histological model in the goat. Presented at the 14th Annual Meeting of The Arthroscopy Association of North America. San Francisco, CA, May 4-7, 1995.
15. Barber FA, Herbert MA, Click JN. The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy* 1995;11:21-28.
16. Barber FA, Herbert MA, Click JN. Internal fixation strength of suture anchors: Update 1997. *Arthroscopy* 1997;13:355-362.
17. Brouwers JE, Dosting H, deHaas D, Klopper PJ. Dynamic loading of surgical knots. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1991;173:443-448.
18. Gerber C, Schneiberger AG, Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J. Bone Joint Surg.* 1994;76B:371-380.
19. Gunderson PE. The Half-Hitch Knot: A rational alternative to the square knot. *Am. J. Surg.* 1987;154:538-540.
20. Herrman JB. Tensile strength and knot security of surgical suture materials. *Am. J. Surg.* 1971;37:209-217.
21. Holmlund DE. Knot properties of surgical suture materials. *Acta. Chir. Scand.* 1974;140:355-362.
22. Loutzenheiser TD, Harryman DT II, Yung SW, et.al. Optimizing arthroscopic knots. *Arthroscopy* 1995;11:199-206.
23. Loutzenheiser TD, Harryman DT II, Ziegler DW, et. al. Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture. *Arthroscopy* 1998;14:57-65.
24. Mishra DK, Cannon WD Jr., Lucas DJ, et. al. Elongation of arthroscopically tied knots. *Am. J. Sports Med.* 1997;25: 113-117.
25. Rodeheaver GT, Thacker JG, Edlich RF. Mechanical performance of Polyglycolic acid and Polyglactin 91D synthetic absorbable suture. *Surg. Gynecol. Obstet.* 1981;153:835-841.
26. Taylor FW. Surgical knots. *Ann. Surg.* 1938;107:458-468.
27. Tera H, Aberg C. Tensile strength of twelve types of knots employed in surgery, using different suture materials. *Acta. Chir. Scand.* 1976;142:1-7.
28. Trimpos JB, Booster M, Peters AAW. Mechanical knot performance of a new generation Polydioxanon

- suture (PDS-2). Acta Obstet. Gynecol. Scand. 1991;70:157-159.
29. Trimpos JB, Van Rijssel EJC, Klopper PJ. Performance of sliding knots in monofilament and multifilament suture material. Obstet. Gynecol. 1986;68:425-430.
30. Van Rijssel EJ, Trimpos JB, Booster MH. Mechanical performance of square knots and sliding knots in surgery: A comparative study. Am. J. Obstet. Gynecol. 1990;162:93-97.
31. Bassett RW, Browne AO, Morrey BF et. al. Glenohumeral muscle force and mechanics in a position of instability. J. Biomech. 1990;23:405-408.
32. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit of cross-sectional area of human muscle. Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschließlich Arbeitphysiologie 1968;26-30.