

# Modelo tridimensional del tendón del músculo supraespinoso

Dr. Giuseppe Alajmo\*, Ing. Gabriel Espinosa\*\*, Rodrigo Vargas\*\*\*  
Dr. Juan Antonio Daccach\*\*\*\*, Dr. Juan Carlos Briceño\*\*\*\*\*, Dr. Juan Carlos González\*\*\*\*\*

\* Residente de IV año de Ortopedia y Traumatología, Universidad del Rosario, Fundación Santafé de Bogotá, Bogotá, Colombia.

\*\* Máster en Ciencias Biomédicas, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

\*\*\* Estudiante de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

\*\*\*\* Fellow en Investigación y Cirugía Reconstructiva de Cadera y Rodilla, Fundación Santafé de Bogotá, Bogotá, Colombia.

\*\*\*\*\* Director del Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

\*\*\*\*\* Jefe del Servicio de Hombro y Codo, Departamento de Ortopedia, Fundación Santafé de Bogotá. Banco de Huesos y Tejidos Cosme y Damián, Bogotá, Colombia.

Correspondencia:

Dr. Giuseppe Alajmo

Calle 119 No. 7-75, Bogotá, Colombia.

Tel. (571) 5300470

alajmo@gmail.com

Fecha de recepción: 22 de octubre de 2010

Fecha de aprobación: 7 de febrero de 2011

## Resumen

**Introducción:** teniendo en cuenta el envejecimiento progresivo de la población y la alta prevalencia reportada de las lesiones del manguito rotador en ese grupo etario, no es de extrañar que esta patología se convierta en un problema de salud pública. Se sabe que el aumento en el tamaño de una lesión se asocia con la aparición de síntomas, pero no existen herramientas que permitan predecir la evolución del tamaño de una lesión. Con esto en mente, se desarrolló una línea de investigación para estudiar el mecanismo de falla que inicia con la realización de un modelo tridimensional del tendón del músculo supraespinoso sano.

**Materiales y métodos:** se caracterizó el tendón del músculo supraespinoso aplicando cargas uniaxiales en condiciones homogéneas a 7 complejos húmero-tendón-escápula cadavéricos. Con los datos obtenidos se alimentó un modelo tridimensional lineal isotrópico analizando la concentración de esfuerzos de von Mises en el tendón.

**Resultados:** del ensayo uniaxial se obtuvieron curvas esfuerzo-deformación homogéneas para el 20% de la deformación inicial, a partir de las cuales se caracterizó el módulo de Young ( $14,4 \pm 2,3$  MPa) y el coeficiente de Poisson (0,14) del tendón. En el modelo se observó una concentración de esfuerzos en la zona central de la cara articular del tendón, cercana a su inserción. Se encontró una disminución del 5% en los esfuerzos al retirar el acromion del modelo.

**Discusión:** se caracterizó de manera exitosa el tendón y se obtuvo un modelo tridimensional del mismo. La distribución de esfuerzos encontrada es compatible con la reportada en la literatura. El acromion no tiene mayor importancia en la magnitud de los esfuerzos en nuestro modelo. Este es el punto de partida para estudiar el mecanismo de falla.

**Palabras clave:** manguito rotador, simulación computarizada, análisis de elementos finitos.

[*Rev Col Or Tra* 2011; 25(1): 18-23]

## Abstract

**Introduction:** In rotator cuff disease, it is known that tear size is associated with symptoms' onset, but there are no tools for predicting the evolution in size of a given lesion. With this in mind and with the idea to develop in the future a tool that could provide clinicians with information regarding tear evolution, a line of research was started to investigate the failure mechanism of the tendon, which begins with the mechanical characterization and three dimensional modeling of a healthy supraspinatus tendon.

**Methods:** Seven healthy human cadaveric scapula-supraspinatus tendon-humerus complex were mechanically characterized under uniaxial loading. The data obtained was used to feed a computerized 3D lineal isotropic model made of medical images.

**Results:** From the uniaxial test, stress-strain curves were obtained that were homogeneous for 20% of initial deformation. Young's modulus and Poisson's ratio were calculated. The three dimensional model showed higher effort concentration in the central portion of the tendon, in its articular side near the insertion area. There was a 5% decrease in the magnitude of the efforts when the acromion was removed from the model.

**Discussion:** The mechanical characteristics of a healthy tendon were successfully obtained. The stress distribution found in the three dimensional model is consistent with that reported in the literature. The acromion seems to have little importance in the magnitude of the efforts in our model. The model can be used further to study the tendon's failure mechanism and help us develop a clinical tool in the future.

**Key words:** Rotator cuff, computer simulation, finite element analysis.  
[*Rev Col Or Tra* 2011; 25(1): 18-23]

## Introducción

Las lesiones del manguito rotador son una patología que afecta principalmente al adulto mayor. Se estima que el 30% de las personas mayores de 60 años y hasta el 70% de las mayores de 75 años presentan algún grado de ruptura del manguito rotador (1, 2, 3). Con el envejecimiento progresivo de la población no es de extrañar que esta enfermedad se convierta en un problema de salud pública.

El tamaño de la lesión es un factor importante en la evolución de la enfermedad así como en el pronóstico de la misma. La evidencia clínica apunta a que el aumento del tamaño de la lesión se asocia con la aparición de los síntomas, tal como lo sugiere Yamaguchi (4, 5) en sus publicaciones. De la misma manera, en su revisión sistemática, Oh (6) encuentra evidencia grado III y IV de que las lesiones de mayor tamaño son un factor de mal pronóstico para el resultado del manejo quirúrgico y no quirúrgico.

A pesar de saber que el aumento del tamaño de la lesión está asociado con el inicio de los síntomas y que entre más grande sea la ruptura peor es el resultado funcional, no se han desarrollado hasta el momento herramientas que permitan predecir la evolución en tamaño de las lesiones existentes.

En un primer abordaje a este problema utilizando análisis de elementos finitos se intentó modelar una lesión en un fragmento de tendón (7, 8). En estos estudios, González y

Suárez encontraron una relación directa entre el tamaño de la lesión y los esfuerzos en los bordes de la misma, sugiriendo que podría haber un tamaño crítico de lesión a partir del cual la acumulación de los esfuerzos en los bordes haría que la lesión se propagara. Sin embargo, durante el desarrollo de estos trabajos fueron evidentes varios problemas, principalmente la dificultad para caracterizar mecánicamente el tendón de manera satisfactoria y la necesidad de contar con un modelo completo del tendón y no con un fragmento del mismo para poder estudiar adecuadamente su función y mecanismo de falla.

Si bien en la literatura hay algunos trabajos publicados en los que se modela el tendón completo (9), a nuestro conocimiento la mayoría de estudios son en dos dimensiones; si estos estudios son más fáciles de realizar, tienen una visión reducida de una realidad en tres dimensiones.

Con esto en mente se optó por caracterizar mecánicamente el tendón del músculo supraespinoso y, a partir de las propiedades mecánicas encontradas, desarrollar un modelo computacional tridimensional del mismo como primer paso para poder estudiar el mecanismo de falla. Se decidió realizar el modelo del tendón supraespinoso aislado teniendo en cuenta que la mayoría de las lesiones del manguito rotador se localizan en esta área (1, 2), además de las dificultades técnicas que presentaría modelarlo en su totalidad.

## Materiales y métodos

El trabajo se dividió en dos fases: una inicial en la cual se caracterizaron las propiedades elásticas del tendón y una segunda en la que se construyó el modelo tridimensional alimentado con las propiedades encontradas.

### Obtención de especímenes

Para la caracterización del tendón supraespinoso fueron obtenidas siete muestras de un complejo húmero-tendón supraespinoso-escápula de cuatro donantes cadavéricos humanos. Los especímenes fueron recolectados con la debida autorización y bajo los lineamientos de salubridad del Instituto de Medicina Legal y Ciencias Forenses, del Banco de Huesos y Tejidos Fundación Cosme y Damián y del Laboratorio de Bioingeniería de la Universidad de los Andes y en concordancia con las leyes colombianas al respecto. Se realizaron las extracciones en la sala de procedimientos de la Fundación Cosme y Damián localizada en la sede del Instituto de Medicina Legal. Todos los donantes cadavéricos tenían menos de ocho horas de fallecimiento y eran de género masculino con edades entre 20 y 35 años. De los ocho hombros disponibles, uno presentaba una herida por arma de fuego por lo que se rechazó. Los demás especímenes no presentaban patología aparente. Cada espécimen, una vez extraído, se almacenó dentro de una doble bolsa de plástico envuelto en una compresa húmeda en una mezcla de 500 cm<sup>3</sup> de solución salina al 0,9% con 80 mg de gentamicina. Las bolsas a su vez se colocaron en una nevera con hielo seco. Todos los especímenes fueron descongelados a temperatura ambiente antes del inicio de los ensayos, que se realizaron en un periodo no mayor a 48 horas posterior a su extracción.

### Ensayos uniaxiales

Para obtener las propiedades elásticas del tendón se realizó un ensayo isotrópico de tensión uniaxial de los complejos húmero-supraespinoso-escápula usando un adaptador para una máquina universal de ensayos Instron (Instron, EEUU) (figura 1). Previo preconditionamiento (10), se cargó linealmente cada uno de los especímenes con una velocidad de deformación de 10 mm/min (5%/min) hasta su falla. Las condiciones de todas las pruebas fueron homogéneas y controladas (temperatura ambiente de 25 °C). El ángulo del tendón entre el punto de inserción de este en el húmero y en la escápula fue de 90°. Durante el ensayo se midieron las deformaciones del tendón usando un arreglo de marcadores físicos colocados en la superficie subacromial del mismo. Para ello, se filmó un video y se utilizó un algoritmo en un laboratorio de matrices de fuente abierta (MATLAB) (11) modificado por uno de los autores (G. E.).



Figura 1. Complejo húmero-tendón-escápula en la máquina universal de ensayos.

### Modelo computacional

Se levantó un esquema tridimensional del complejo húmero-tendón supraespinoso-escápula a partir de imágenes de resonancia magnética obtenidas de un hombre joven y sano. La obtención se realizó a través de la generación de superficies mediante la creación de una nube de puntos, lo cual se logró con ayuda de un capturador de imágenes digital de código abierto (OsiriX). Una vez creada (figura 2), esta nube se manipuló mediante un paquete comercial diseñado para tal fin (SolidWorks 2008, Dassault Systèmes INC, EEUU).

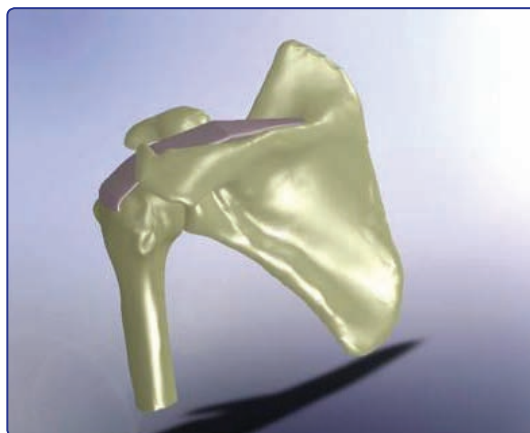


Figura 2. Geometría obtenida mediante resonancia magnética.

La imagen obtenida se pasó al modelo computacional, el cual se realizó en el programa ANSYS 12.0 (Ansys Inc., EEUU). Se escogieron elementos tetraedrales para la generación de la malla de las geometrías adquiridas (figura 3).

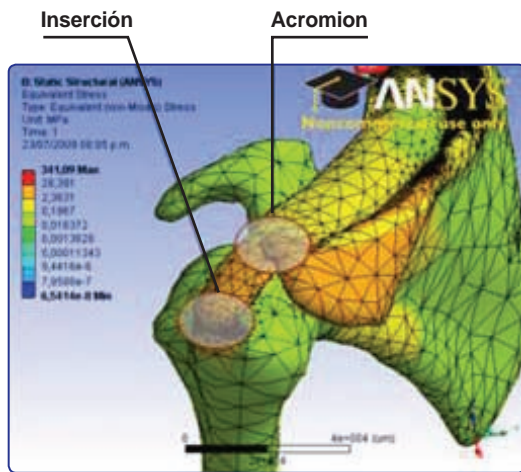


Figura 3. Modelo tridimensional.

Para alimentar el modelo se le dieron al húmero y a la escápula propiedades elásticas de hueso cortical previamente descritas en la literatura (módulo elástico de 13 800 MPa y coeficiente de variación de 0,3) (12, 13); los valores del tendón del supraespinoso se tomaron de los resultados obtenidos en la caracterización. La simulación se realizó de la siguiente manera: con el húmero en neutro (con restricciones de desplazamiento en todas las direcciones) se aplicó una carga de 10 N a tensión sobre el extremo medial de la escápula. Se asumió un comportamiento lineal e isotrópico del tendón con coeficiente de fricción cero para el área de contacto entre el tendón y la cabeza humeral y entre el tendón y el acromion.

Para la estimación del número de elementos en la malla usada en las simulaciones, se realizó un análisis de convergencia para los valores de esfuerzo máximo de von Mises. Se corrió la simulación con y sin el acromion. Para efectos de la medición de los esfuerzos se dividió el tendón en el plano transversal en una cara articular y una subacromial y en el plano axial en una zona anterior, otra central y una posterior.

## Resultados

### Caracterización del tendón

De los ensayos uniaxiales realizados se desprende la curva de esfuerzo-deformación expuesta en la figura 4. Para la zona de bajas deformaciones (hasta el 20% de deformación unitaria) se observó una misma tendencia entre las diversas muestras. Por encima del 20% de deformación la mayoría de muestras fallaron mostrando amplios rangos de respuesta mecánica debido a los diferentes tipos de falla (ruptura del tendón, fractura del hueso, pérdida de fijación, etc.).

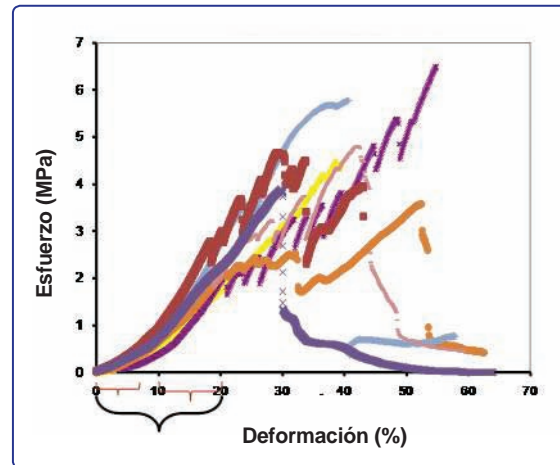


Figura 4. Curva esfuerzo-deformación obtenida de los ensayos uniaxiales.

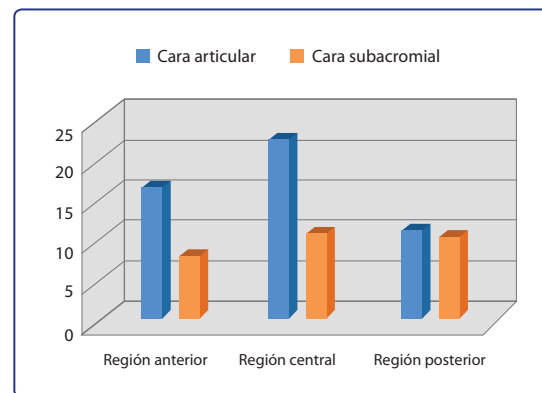


Figura 5. Resultados del modelo con acromion.

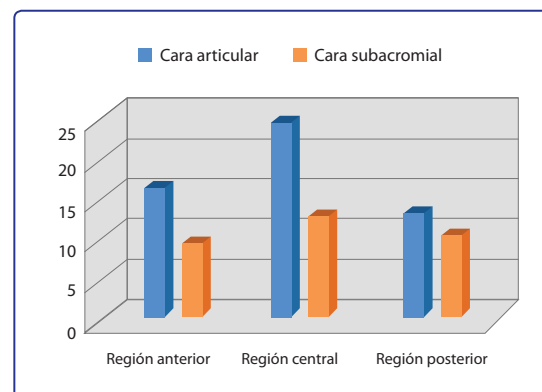


Figura 6. Resultados del modelo sin acromion.

El rango lineal observado entre 10% y 20% de deformación unitaria se utilizó para estimar el módulo de elasticidad  $E$  equivalente.

A partir de los módulos elásticos encontrados en cada una de las muestras se realizó un análisis estadístico ( $t$  de student, IC 90%) que logró inferir el módulo elástico en  $14,4 \pm 2,3$  MPa, con un coeficiente de variación de 0,14.

### Modelo tridimensional lineal elástico isotrópico

Los esfuerzos de von Mises máximos derivados de la simulación con el acromion se encontraron en la zona cercana a la inserción y están expuestos en la figura 5. Como se puede apreciar, la mayor concentración de esfuerzos se encontró en la región central de la cara articular del tendón con valores que sobrepasan los 20 MPa. No se encontraron mayores diferencias entre la cara articular y subacromial para la porción posterior del tendón. Las simulaciones que no incorporaron las interacciones del tendón con el acromion presentaron valores de esfuerzos aproximadamente 5% menores al valor obtenido en las simulaciones que sí incorporaron interacciones con el acromion (figura 6). De la misma manera, las deformaciones máximas con respecto a la longitud inicial se encontraron en la región de la inserción y estuvieron alrededor de los 0,63 mm/mm con desplazamientos de 0,53 mm, demostrando que los esfuerzos y las deformaciones son mayores en esta zona.

## Discusión

Si bien las propiedades elásticas del tendón habían sido previamente reportadas (8, 14), generalmente se presentan con una alta variabilidad de los resultados entre las muestras, lo cual representa un problema al intentar utilizar dichos valores en análisis de elementos finitos o simulaciones. Nosotros obtuvimos, sin embargo, valores muy homogéneos para el 20% inicial de deformación, lo cual nos permitió encontrar un módulo de elasticidad y un coeficiente de variación muy confiables para alimentar nuestro modelo. Creemos que esto se logró gracias a la estandarización de la toma de las muestras y de la realización de la prueba así como al hecho de realizar el preacondicionamiento de la muestra.

Los resultados obtenidos confirman que la mayor cantidad de esfuerzos en el tendón se localizan en la zona cercana a la inserción del mismo. Estos hallazgos se correlacionan adecuadamente con los expuestos en estudios de este tipo en la literatura, con algunas diferencias. Seki y cols. (15) en su modelo tridimensional también encontraron una mayor concentración de esfuerzos en la cara articular. Sin embargo, ellos reportan mayor esfuerzo en el borde anterior y no en

la porción central. Esto puede deberse a la manera como caracterizaron el tendón, utilizando datos obtenidos de un estudio previo donde dividieron el tendón en 3 fascículos (14) obteniendo 3 diferentes módulos de elasticidad y con gran variabilidad entre los especímenes analizados. La significación que pueda tener esta diferencia de localización entre ambos estudios es desconocida, en especial con literatura que sugiere que las lesiones se localizan en la porción anterior, como la publicada por Tuite (16) en la que el 80% de las 110 lesiones descritas se localizaron en la región anterior del tendón. En un estudio reciente de 360 hombros, publicado por Kim (17), se encontró una localización más posterior de las rupturas. Cabe anotar que actualmente nuestro modelo habla de esfuerzos y no de lesiones, y que la lesión propiamente dicha aparece por una congruencia de factores y no necesariamente solo por la acumulación de esfuerzos en una zona.

De igual manera, llama la atención la disminución en un 5% en los valores de los esfuerzos al retirar el acromion de la simulación. El efecto real que pueda tener esta diferencia en la patología del manguito rotador es desconocido, en especial con varios reportes clínicos que demuestran que la acromioplastia no cambia la historia natural de la enfermedad (18, 19).

Nuestro modelo cuenta con varias fortalezas. El tendón se logró caracterizar de manera homogénea obteniendo unas propiedades elásticas confiables. Se realizó un modelo completo del complejo húmero-tendón-escápula que permite valorar de manera más completa las interacciones entre los diferentes componentes, como por ejemplo el efecto del acromion. Por último, el modelo se basa en una resonancia magnética lo que permitiría incorporar las imágenes médicas de los pacientes a una futura herramienta diagnóstica.

El trabajo también presenta algunas limitaciones que vale la pena mencionar. Por las restricciones del equipo utilizado para caracterizar elásticamente el tendón y las dificultades técnicas de realizar un modelo tridimensional, solo se pudo desarrollar un modelo lineal isotrópico. Pensamos que es un abordaje válido que nos permite avanzar en la línea de investigación propuesta y que nos ayuda a entender mejor el comportamiento mecánico del tendón, pero es importante tener en cuenta que hay evidencia reciente que sugiere que el tendón probablemente tenga un comportamiento no lineal y anisotrópico (20). La simulación además se realiza con el húmero en abducción y no tiene en cuenta los arcos de movimiento. Por último, cabe anotar que solo se modeló el tendón del músculo supraespinoso, de tal manera que se ignora la presencia del resto de tendones del manguito rotador. Todo esto debe tenerse en cuenta al momento de considerar los resultados obtenidos.

A pesar de las dificultades expuestas, se logró caracterizar adecuadamente el tendón del supraespinoso y realizar un modelo tridimensional del tendón sano. Este trabajo es el punto de partida para una aproximación más exacta al tendón con el fin de entender mejor su funcionamiento y patología y así poder estudiar el mecanismo de falla.

De esta manera se plantea la posibilidad de, a partir de los resultados obtenidos, simular en el modelo tridimensional diferentes tamaños de lesión y medir el estrés en sus bordes, buscando cuál es el tamaño crítico que haga sospechar un posible aumento de la lesión. Todo esto para, hacia el futuro, desarrollar una herramienta clínica que ayude al cirujano a predecir cuál lesión está en alto riesgo de aumentar de tamaño para eventualmente establecer un tratamiento más agresivo.

## Conclusiones

En el presente trabajo se lograron caracterizar las propiedades elásticas del tendón del músculo supraespinoso de manera homogénea gracias a la estandarización de los ensayos y al acondicionamiento de la muestra.

Nuestro modelo tridimensional del tendón sano mostró una mayor concentración de esfuerzos de von Mises en la zona central de la cara articular, cercana a la zona de inserción, con una diferencia del 5% en la magnitud de los mismos si se modela con o sin el acromion.

Este trabajo es el punto de partida para estudiar el mecanismo de falla del tendón para lograr desarrollar una herramienta clínica que ayude a predecir cuáles lesiones podrían aumentar de tamaño.

## Declaraciones de conflictos de interés

Los autores declaran que no presentan ningún conflicto de interés.

## Agradecimientos

Los autores desean agradecer especialmente a la Fundación Banco de Huesos Cosme y Damián por su ayuda invaluable en la obtención y preservación de los tejidos.

## Referencias bibliográficas

- Jerosch J, Muller T, Castro WH. The incidence of rotator cuff rupture: an anatomic study. *Acta Orthop Belgica* 1991; 57(2): 124-9.
- Cofield RH. Rotator cuff disease of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 1985; 67(6): 974-9.
- Yamanaka K, Fukuda H, Hamada K, Mikasa M. Incomplete thickness tears of the rotator cuff. *Orthop Traumatol Surg* 1983; 26: 713.
- Yamaguchi K, Tetro AM, Blam O, Evanoff BA, Teefey SA, Middleton W. Natural history of asymptomatic rotator cuff tears: A longitudinal analysis of asymptomatic tears detected sonographically. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 199-203.
- Yamaguchi K, Ditsios K, Middleton W, Hildebolt C, Galatz L, Teefey SA. The demographic and morphological features of rotator cuff disease. A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: 1699-704.
- Oh L, Wolf BR, Hall MP, Levy BA, Marx R. Indications for rotator cuff repair: A systematic review. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 455: 52-63.
- Suárez D. Márgenes de seguridad en la falla del manguito rotador [Tesis de maestría]. Bogotá: Universidad de los Andes, Departamento de Ingeniería Mecánica; 2001.
- González JC. Reparación "funcional" de lesiones masivas del manguito rotador [Tesis de maestría]. Bogotá: Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Medicina; 2003.
- Sano H, Wakabayashi I, Itoi E. Stress distribution in the supraspinatus tendon with partial-thickness tears: An analysis using two-dimensional finite element model. *J Shoulder Elbow Surg* 2006; 15(1): 100-5.
- Huang CY, Wang VM, Pawluk RJ, Bucchieri JS, Levine WN, Bigliani LU, Mow VC, Flatow EL. Inhomogeneous mechanical behavior of the human supraspinatus tendon under uniaxial loading. *J Orthop Res* 2005; 23(4): 924-30.
- Gianola DS, Eberl C. The micro- and nanoscale tensile testing of materials. *JOM* 2009; 61(3): 24-35.
- Jäger IL. A Model for the stability and creep of organic materials. *J Biomech* 2005; 38: 1459-67.
- Soslowsky LJ. Overuse activity injures the supraspinatus tendon in an animal model: A histologic and biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9(2): 79-84.
- Itoi E, Berglund L, Grabowski J, Schultz F, Growney E, Morrey B, An KN. Tensile Properties of the Supraspinatus Tendon. *J Orthop Res* 1995; 13(4): 578-84.
- Seki N, Itoi E, Shibuya Y, Wakabayashi I, Sano H. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: three-dimensional finite element model analysis. *J Orthop Sci* 2008; 13(4): 348-53.
- Tuite MJ, Turnbull JR, Orwin JF. Anterior versus posterior and rim-ent cuff tears: prevalence an MR sensitivity. *Skeletal Radiol* 1998; 27: 237-43.
- Kim H, Dahiya N, Teefey S, Middleton W, Stobbs G, Steger-May K, Yamaguchi K, Keener J. Location and initiation of degenerative rotator cuff tears: An analysis of three hundred and sixty shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92: 1088-96.
- Hyvönen P, Lohi S, Jalovaara P. Open acromioplasty does not prevent the progression of an impingement syndrome to a tear. Nine-year follow-up of 96 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80-B: 813-6.
- Kartus J, Kartus C, Rostgård-Christensen L, Sernert N, Read J, Perko P. Long-term clinical and ultrasound evaluation after arthroscopic acromioplasty in patients with partial rotator cuff tears. *Arthroscopy* 2006; 22(1): 44-9.
- Lake S, Miller K, Elliot D, Soslowsky L. Effect of fiber distribution and realignment on the nonlinear and inhomogeneous mechanical properties of human supraspinatus tendon under longitudinal tensile loading. *J Orthop Res* 2009; 27(12): 1596-602.