

# Estudio biomecánico *in vivo* del grupo muscular flexor del codo en condiciones basales y su respuesta a la fatiga.

J.E. GARCÍA-RELLÁN <sup>1</sup>, E.SÁNCHEZ-ALEPUZ <sup>2</sup>, C. DE LA CALVA CEÍÑOS <sup>3</sup>, E. GALLEGU MÁRQUEZ <sup>3</sup>, R. GARCÍA-RELLÁN <sup>4</sup>, F. GOMAR SANCHO <sup>5-6</sup>.

<sup>1</sup> SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA, HOSPITAL DE MANISES. <sup>2</sup> JEFE DE SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA, UNIÓN DE MUTUAS DE VALENCIA. <sup>3</sup> SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA, HOSPITAL LA FE, VALENCIA. <sup>4</sup> SERVICIO DE PEDIATRÍA DEL HOSPITAL DE LA RIBERA, ALZIRA. <sup>5</sup> SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA, HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALENCIA. <sup>6</sup> DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA. FACULTAD DE MEDICINA. UNIVERSIDAD DE VALENCIA.

**Resumen.** El objetivo del presente trabajo es establecer una aproximación al patrón de referencia habitual de la biomecánica del bíceps braquial y su respuesta a la fatiga. Sobre 37 voluntarios varones sanos se determinó una capacidad de contracción voluntaria máxima de flexión del codo de  $266,8 \pm 58,7\text{N}$  en el brazo dominante y de  $258,2 \pm 59,4\text{N}$  en el no dominante, que descendió a  $211,5 \pm 53\text{N}$  y  $205,3 \pm 56,5\text{N}$  respectivamente al someter a los voluntarios al test de fatiga ( $p < 0,001$  en ambos). El tiempo de fatiga se objetivó en  $160,7 \pm 72,8$  s en el brazo dominante y en  $156,7 \pm 68,7$  s en el no dominante. La supinación voluntaria máxima disminuyó de  $208,7 \pm 54\text{N}$  y  $207 \pm 54,8\text{N}$  hasta  $194,1 \pm 66,6\text{N}$  y  $192,8 \pm 66\text{N}$  respectivamente en el estudio postfatiga ( $p < 0,001$  en ambas). No se apreciaron diferencias significativas en el estudio de subgrupos por edades.

## Biomechanical *in vivo* study of elbow flexor muscle group at baseline and response to fatigue.

**Summary.** The aim of this study is to establish an approach to the reference pattern of biomechanics and fatigue response of the biceps brachii. A biomechanical study was performed in 37 healthy male subjects. Maximum voluntary contraction of the flexion of the elbow before fatiguing was  $266.8 \pm 58.7\text{N}$  in the dominant arm and  $258.2 \pm 59.4\text{N}$  in the nondominant. It decreased until  $211.5 \pm 53\text{N}$  and  $205.3 \pm 56.5\text{N}$  respectively after the fatigue test ( $p < 0.001$  for both). Time until exhaustion was observed at  $160.7 \pm 72.8$  s in the dominant arm and  $156.7 \pm 68.7\text{s}$  in the nondominant. Maximum voluntary supination decreased from  $208.7 \pm 54\text{N}$  and  $207 \pm 54.8\text{N}$  in the nondominant before the fatigue test; MVS decreased until  $194.1 \pm 66.6\text{N}$  and  $192.8 \pm 66\text{N}$  respectively after the fatigue test ( $p < 0.001$  for both). No significant differences in the biomechanical study between age subgroups were observed.

---

Correspondencia:  
José Emmanuel García-Rellán  
Servicio Cirugía Ortopédica y Traumatología  
Hospital de Manises  
Avda. Alfahuir 42, 6.  
46020 Valencia.  
[josemanuelgr@gmail.com](mailto:josemanuelgr@gmail.com)

### Introducción

Las lesiones de la porción larga del bíceps braquial (PLB) son causa frecuente de dolor en el hombro, bien de forma aislada o, más frecuentemente, asociada a otras patologías del hombro<sup>1</sup>. Si la clínica dolorosa per-

siste pese a las medidas conservadoras de tratamiento, se puede plantear el tratamiento quirúrgico de la lesión<sup>2</sup>. En otras muchas ocasiones, la patología de la PLB es un hallazgo intraoperatorio en el transcurso de la artroscopia de hombro por otro motivo.

Las opciones de tratamiento quirúrgico de la PLB son el simple desbridamiento de la lesión, si la lesión es pequeña o potencialmente reversible<sup>3</sup>, la tenotomía<sup>4,5</sup> o la tenodesis<sup>6,7</sup>. Actualmente no existe consenso en el tratamiento más efectivo, debido a las limitaciones de los estudios publicados<sup>8,9</sup>. La tenotomía es un gesto quirúrgico sencillo y rápido de tratamiento, con tiem-

po de rehabilitación corto, con buenos resultados clínicos<sup>4,10,11</sup>. Otros autores abogan que con la tenodesis de la PLB<sup>6,12,13</sup> se pueden prevenir las complicaciones derivadas de la tenotomía, como la retracción distal del vientre muscular (signo de Popeye) y los calambres del bíceps<sup>4,14</sup>. Otra de las posibles complicaciones de la tenotomía es la pérdida de fuerza de flexión de codo y supinación del antebrazo<sup>2,15</sup>, aunque estos resultados biomecánicos no han sido observados en otros estudios<sup>9,14,16</sup>.

En la mayoría de los estudios, las escalas de valoración clínica de las articulaciones de hombro y codo incluyen la fuerza como un parámetro necesario para conocer el estado funcional de la articulación. En muchos casos, la fuerza puntual es un dato poco preciso que puede llevar a falsos negativos. Sometiendo a mayor requerimiento a estos músculos, podemos evidenciar una diferencia que con una determinación puntual de fuerza no existía.

La fuerza absoluta de contracción es un dato biomecánico importante, pero desde un punto de vista funcional, es más relevante la capacidad de mantener fuerzas submáximas a lo largo del tiempo<sup>17</sup>. Esto es así porque la mayoría de las actividades físicas diarias se desarrollan en este ámbito. Es por esto, por lo que el estudio de la fatiga del bíceps<sup>18,19</sup>, y no únicamente la fuerza puntual, puede ser relevante para evidenciar diferencias entre la tenotomía y la tenodesis, que en estudios biomecánicos no llegaban a diferenciar.

En vista de futuros estudios clínicos sobre la fatiga de la PLB, que puedan observar diferencias biomecánicas dependiendo del tratamiento realizado (tenotomía o tenodesis), planteamos el presente estudio. Este artículo pretende ser un estudio observacional para establecer una aproximación al patrón de referencia de la biomecánica del grupo muscular flexor del codo en condiciones de normalidad, y de la cuantificación de la fatiga del bíceps en varones en edad laboral, prestando atención a los resultados en función de la edad de los pacientes.

## Material y Métodos

### Sujetos.

Treinta y siete voluntarios adultos dieron el consentimiento expreso para participar en el estudio, todos ellos varones de entre 18 y 65 años sin antecedentes de patología en el miembro superior. En la entrevista se determinó el nivel de actividad física expresada en equivalentes metabólicos, METS, que son la unidad de medida que utiliza la escala *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ)<sup>20</sup>, y se cuantificaron los datos antropométricos observados: peso, altura, IMC, perímetro bicipital en reposo y contracción, distancia olecranon-punto de mayor volumen de bíceps, rango de movilidad y grados de rotación externa con el brazo a 90° de abducción. La distancia olecranon-punto de mayor volumen del bíceps se cuantificó con el brazo del paciente en abducción de 90°, codo flexionado 90° y antebrazo vertical, midiendo la distancia de la línea horizontal sobre la diáfisis del húmero entre punta de olecranon y la perpendicular sobre el punto de mayor volumen del bíceps en contracción.

### Recogida de datos biomecánicos.

Los sujetos fueron evaluados en sedestación en silla, con la espalda recta, con el codo flexionado a 90° sin apoyo. La fuerza de contracción del codo se determinó con el antebrazo supinado y horizontal con respecto al suelo y el transductor posicionado en la región volar de la muñeca (Fig. 1). Se cuantificó la fuerza ejercida verticalmente mediante el dinamómetro Commander Muscle Testing (JTECH Medical, Salt Lake City, USA, ver especificaciones técnicas en apartado discusión) y los resultados expresados en newtons. Para la determinación de la fuerza supinadora del antebrazo, se evaluó al sujeto en sedestación, con el codo flexionado a 90°, con el antebrazo en pronación y la mano empuñando la palanca del dinamómetro de torsión *Baseline Hydraulic Wrist Dynamometer* (FEI, White Plains, USA). La fuerza de torsión fue medida al ejercer fuerza de supinación sobre la palanca, y los resultados expresados en newtons. (Fig. 2).



Figura 1. Dinamómetro de muñeca *Commander Muscle Testing*.



Figura 2. Dinamómetro de torsión *Baseline Hydraulic Wrist Dynamometer*.

### Protocolo biomecánico.

El protocolo biomecánico consistió en la realización de las siguientes determinaciones en ambos codos: 1) contracción voluntaria máxima de flexión, 2) supinación voluntaria máxima, 3) test de fatiga, 4) contracción isométrica de flexión y supinación postfatiga.

**1) Contracción voluntaria máxima de flexión (CVM):** los sujetos realizaron tres ejercicios de contracción voluntaria máxima de flexión de ambos codos. La contracción fue isométrica, con el codo flexionado a 90°. Verbalmente se animó a que las contracciones fuesen lo más fuertes posibles. Si los resultados de las 3 determinaciones diferían en más del 5%, se realizó otra determinación adicional. De todos los ejercicios se tomó como CVM el parámetro mayor.

**2) Supinación voluntaria máxima (SVM):** los voluntarios realizaron en 3 ocasiones la prueba de supinación máxima, intentando alcanzar el mayor valor posible. Si los datos diferían en más de un 5%, fue realizada otra determinación adicional. De todos los ejercicios se tomó como SVM el parámetro mayor.

**3) Test de fatiga:** tras realizar los anteriores ejercicios, se realizó una contracción en flexión isométrica al 33% de la CVM obtenida previamente, mantenida todo el tiempo que el sujeto fuera capaz de realizarla. El test concluyó cuando el paciente claudicó completamente o cuando la fuerza de contracción cayó por bajo del 10% del valor objetivo durante más de 5 segundos, a pesar de los ánimos del examinador. El tiempo hasta la claudicación se objetivó en segundos y el paciente no fue conocedor del resultado hasta completar por completo el estudio.

**4) CVM y SVM realizados dentro de los 10 segundos** tras la claudicación del test de la fatiga.

El índice de fatiga (IF) de cada brazo fue calculado según la fórmula de Ditor y Hicks<sup>21</sup>:

$$IF(\%) = [(CVM_{prefatiga} - CVM_{postfatiga}) / CVM_{prefatiga}] \times 100.$$

### Análisis estadístico.

Con los datos obtenidos tras la realización del cuestionario y de los parámetros biomecánicos se confeccionó una hoja de cálculo Excel (Office, Microsoft). Los parámetros a analizar se extrajeron de esta hoja y se exportaron al programa SPSS 15.0 (SPSS Inc, Chicago, IL) para el análisis estadístico. Se realizó un análisis exploratorio del banco de datos utilizando técnicas básicas de estadística descriptiva del grupo poblacional y los datos obtenidos, expresándolos en media  $\pm$  desviación estándar. Para una mejor comprensión de los resultados se recodificó la variable edad en 3 subgrupos: grupo 1, de 18 a 34 años; grupo 2, de 35 a 49 años; y grupo 3, de 50 a 65 años. Mediante el test de Shapiro-Wilk se constató la distribución normal de los valores obtenidos, por lo que se utilizaron pruebas paramétricas en el contraste de hipótesis. Se utilizó el test ANOVA de 1 factor para determinar diferencias entre los parámetros cuantitativos entre los 3 grupos de edad. Por otro lado se realizó la prueba T para determinar diferencias entre las valoraciones biomecánicas antes y después del test de la fatiga. El nivel de significación se estableció en  $p < 0,05$  para identificar diferencias estadísticas.

### Resultados

Los datos descriptivos poblacionales de los sujetos están expresados en la tabla I. Los datos biomecánicos obtenidos se ven reflejados en la tabla II.

#### Contracción voluntaria máxima.

Los valores absolutos de CVM en los 3 grupos están recogidos en la tabla II. El análisis estadístico no reveló diferencias entre los grupos de edad antes de la fatiga.

Tras realizar el test de fatiga se demostró un descenso significativo ( $p < 0,001$ ) de la capacidad de CVM, expresado en el índice de fatiga (IF%) del 20,5% en el brazo dominante y del 20,3% en el no dominante. No obstante, no se apreciaron diferencias entre los índices de fatiga de los grupos de edad. Las diferencias de CVM pre y postfatiga se muestran en el gráfico (Fig. 3).

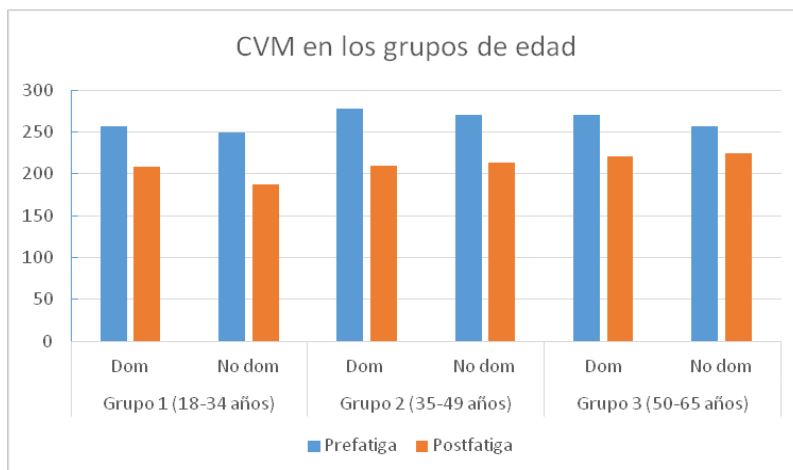


Figura 3. Capacidad de CVM pre y postfatiga.

**Supinación voluntaria máxima.**

Los valores absolutos de SVM antes de la fatiga están recogidos en la tabla II. No se han detectado diferencias significativas en la SVM entre los grupos de edad. Se demostró un descenso significativo ( $p < 0,001$ ) de la capacidad de SVM tras realizar el test de fatiga del 7,8% en el brazo dominante y del 7,5% en el no dominante, sin evidenciarse diferencias entre los grupos de edad.

**Test de fatiga.**

Se ha observado un tiempo de fatiga global de  $160,8 \pm 72,8$  segundos en el brazo dominante y de  $156,8 \pm 89,7$  en el brazo no dominante. Los resultados de cada grupo de edad están reflejados en la tabla II. No se evidenciaron diferencias significativas entre los diferentes grupos de edad.

**Tabla I.** Descriptivos poblacionales.

	Grupo 1 18-34 años n=17		Grupo 2 35-49 años n=12		Grupo 3 50-65 años n=8	
	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD
<b>Edad</b>	28,5	3,5	41,25	5	57,25	4,95
<b>Altura</b>	181,18	5,82	180,5	8,6	177,25	4,3
<b>Peso</b>	80,76	9,1	86,5	12,94	87,63	19,2
<b>IMC</b>	24,5	2	26,6	4	27,7	5,2
<b>METS</b>	2.491,2	1.258,9	2.080,2	2.724	3.345,4	5.002,2
<b>Perímetro bicipital (reposo/ contracción)</b>						
<b>Dominante</b>	32,3/34,2	2,2/2,2	31/34	3/2,8	31,8/34,4	4,8/4,7
<b>No dominante</b>	31,7/33,5	2,1/1,9	30,6/32,2	2,7/2,7	31/33,8	4,6/4,7
<b>Distancia olécranon-bíceps (dominante/no dominante)</b>						
	17,5/18,2	1,4/3,7	18,6/18,4	1,8/1,8	17,9/18,2	1,6/1,1

**Tabla II.** Datos biomecánicos.

	Prefatiga		Postfatiga		Tiempo fatiga	Índice de fatiga
	CVM	SVM	CVM	SVM		
<b>Grupo 1</b>						
<b>Dominante</b>	257,06 ± 69,5	219,8 ± 55,3	208,1 ± 60,2	196,6 ± 75,8	150,7 ± 57,3	18,5 ± 13,7
<b>No dominante</b>	250,35 ± 63,9	219 ± 54,7	189,7 ± 60,8	204,1 ± 92	138,7 ± 49,6	23,8 ± 17
<b>Grupo 2</b>						
<b>Dominante</b>	278,42 ± 48,8	192,8 ± 56,9	209,9 ± 44,9	170,5 ± 58,7	187,3 ± 95,1	24,6 ± 8,7
<b>No dominante</b>	269,90 ± 59,4	188,3 ± 52,7	214,2 ± 46,1	172,2 ± 60,2	181,2 ± 89,2	20,1 ± 8,1
<b>Grupo 3</b>						
<b>Dominante</b>	270,25 ± 49,6	209 ± 47,5	221,2 ± 53,6	221,3 ± 48,8	142,2 ± 61,2	18,6 ± 8,3
<b>No dominante</b>	257,27 ± 53,6	207 ± 57,7	225 ± 59,1	196,7 ± 56,3	158,3 ± 65,8	13,2 ± 8,6

## Discusión

El propósito del presente estudio es establecer una aproximación al patrón de referencia sobre la biomecánica del grupo muscular flexor del codo en relación con actividad máxima, submáxima y parámetros habituales de fatiga, en condiciones basales. En vista de los resultados obtenidos, podemos establecer una aproximación a los valores habituales para este determinado rango de edad y características de estos pacientes. Para concluir un patrón óptimo de referencia, se deberían realizar estudios más amplios, con una muestra más grande y con un muestreo aleatorizado sobre la población general. El uso del muestreo sobre voluntarios sanos puede cometer sesgo de selección.

Existen numerosos artículos que calculan la fatiga de grupos musculares mediante la contracción submáxima hasta la claudicación<sup>18,22-24</sup>. Algunos de ellos difieren en la forma de calcular la carga de trabajo para cuantificar la fatiga. Fuglevand<sup>25</sup> demostró mayor fallo de la propagación neuromuscular cuando la carga de trabajo se ejercía a un 35% de la CVM, comparado con cargas a 20 y al 50%. En el presente estudio hemos tenido en cuenta estos hallazgos para maximizar el fallo de la propagación neuromuscular.

Entre las formas de calcular la fatiga muscular también difiere la posición y ángulo del antebrazo cuando se está realizando la contracción submáxima, dado que éstas pueden tener influencia en la actividad de la musculatura flexora<sup>18,26,27</sup>. Algunos autores prefieren realizar el ejercicio con el antebrazo en supinación máxima<sup>22</sup> y otros con pronosupinación media<sup>18,23,24</sup>. En nuestro estudio, el antebrazo estuvo en flexión de 90° y el antebrazo supinado, dado que el bíceps braquial, que es el músculo objeto de este estudio, es más activo en esta posición<sup>28</sup>.

La forma de medir biomecánicamente la fuerza de contracción del grupo flexor del codo también varía en la bibliografía. Algunos autores miden la fuerza vertical sobre el transductor del dinamómetro manual, cuando el antebrazo está realizando la contracción isométrica, y expresan los resultados en newtons<sup>9,24,29,30</sup>. Otros autores utilizan tests isocinéticos, y el cálculo se realiza sobre el momento de torsión<sup>18,22,23</sup>, expresando el resultado en newtons x metro. En nuestro estudio hemos realizado la medición de fuerza isométrica vertical ejercida sobre la muñeca en supinación y los valores están reflejados en newtons. En nuestro trabajo hemos

utilizado los equipos de medición *Commander Muscle Testing* (JTECH Medical, Salt Lake City, USA), que previamente ya han sido validados en la literatura<sup>30-35</sup>. La literatura avala mediante una revisión sistemática reciente<sup>36</sup>, la correlación que existe entre la medición isométrica de la fuerza utilizando un dinamómetro manual y el test isocinético, considerado como patrón de referencia en el estudio biomecánico de un grupo muscular, siendo los primeros mucho más accesibles por su precio y sus reducidas dimensiones.

Con el envejecimiento se producen una serie de cambios fisiológicos y morfológicos en la transmisión neuromuscular<sup>37</sup>. Se produce un cambio en la excitabilidad del sarcolema<sup>38</sup> lo cual produce una mayor facilidad para el fallo de la transmisión neuromuscular. También se ha documentado un aumento de la proporción de fibras musculares tipo I (más resistentes a la fatiga)<sup>39</sup>, por una mayor pérdida o atrofia de las fibras tipo II. A este respecto, existen artículos que evidencian un aumento en la duración del tiempo de contracción isométrica en pacientes de mayor edad<sup>39</sup>. En nuestro estudio hemos apreciado un tiempo de fatiga menor en el grupo de pacientes de mayor edad, aunque el resultado no alcanza la significación estadística. Esto puede ser debido a que los estudios que comparan diferencias entre población joven y anciana utiliza pacientes mayores de 70 años en el grupo de mayor edad. Nuestro estudio abarca pacientes hasta los 65 años.

Existe una falta de consenso para el estudio biomecánico flexor del codo. Los métodos a emplear difieren de unos estudios a otros y también la forma de calcular la fatiga de los grupos musculares. El hecho de que cada músculo tenga una función y trabaje con más o menos potencia dependiendo de la posición del antebrazo y el grado de flexión del codo hace necesario conocer el músculo en concreto a estudiar para conocer cuál es el método biomecánico óptimo a emplear.

## Conclusiones

Con el presente estudio, realizamos una aproximación al patrón de referencia habitual de la biomecánica del grupo muscular flexor del codo para varones de este rango de edad y forma de realizar la medición. Basándonos en los datos obtenidos podremos comparar estudios futuros sobre la biomecánica y fatiga de patologías como la de la porción larga del bíceps.

## Agradecimientos

Este artículo forma parte de un estudio superior sobre el estudio de la fatiga del bíceps tras tenotomía o tenodesis de la porción larga del bíceps. Proyecto becado por la Asociación Española de Artroscopia (AEA) y por la Sociedad Valenciana de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SOTOCV).



## Bibliografía

1. Sakurai G, Ozaki J, Tomita Y, Nakagawa Y, Kondo T, Tamai S. Morphologic changes in long head of biceps brachii in rotator cuff dysfunction. *J Orthop Sci* 1998; 3:137-42.
2. Mariani EM, Cofield RH, Askew LJ, Li GP, Chao EY. Rupture of the tendon of the long head of the biceps brachii. Surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res* 1988; 233-9.
3. Sethi N, Wright R, Yamaguchi K. Disorders of the long head of the biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 1999; 8:644-54.
4. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Nove-Josserand L, Neyton L, Szabo I. Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14:238-46.
5. Maynou C, Mehdi N, Cassagnaud X, Audebert S, Mestdagh H. Clinical results of arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps brachii in full thickness tears of the rotator cuff without repair: 40 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2005; 91:300-6.
6. Kelly AM, Drakos MC, Fealy S, Taylor SA, O'Brien SJ. Arthroscopic release of the long head of the biceps tendon: functional outcome and clinical results. *Am J Sports Med* 2005; 33:208-13.
7. Kim SH, Yoo JC. Arthroscopic biceps tenodesis using interference screw: end-tunnel technique. *Arthroscopy* 2005; 21:1405.
8. Frost A, Zafar MS, Maffulli N. Tenotomy versus tenodesis in the management of pathologic lesions of the tendon of the long head of the biceps brachii. *Am J Sports Med* 2009; 37:828-33.
9. Koh KH, Ahn JH, Kim SM, Yoo JC. Treatment of biceps tendon lesions in the setting of rotator cuff tears: prospective cohort study of tenotomy versus tenodesis. *Am J Sports Med* 2010; 38:1584-90.
10. Gill TJ, McIrvine E, Mair SD, Hawkins RJ. Results of biceps tenotomy for treatment of pathology of the long head of the biceps brachii. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10:247-9.
11. Ahrens PM, Boileau P. The long head of biceps and associated tendinopathy. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89:1001-9.
12. Berlemann U, Bayley I. Tenodesis of the long head of biceps brachii in the painful shoulder: improving results in the long term. *J Shoulder Elbow Surg* 1995; 4:429-35.
13. Boileau P, Krishnan SG, Coste JS, Walch G. Arthroscopic biceps tenodesis: a new technique using bioabsorbable interference screw fixation. *Arthroscopy* 2002; 18:1002-12.
14. Boileau P, Bague F, Valerio L, Ahrens P, Chuinard C, Trojani C. Isolated arthroscopic biceps tenotomy or tenodesis improves symptoms in patients with massive irreparable rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89:747-57.
15. Wittstein JR, Queen R, Abbey A, Toth A, Moorman CT, 3rd. Isokinetic strength, endurance, and subjective outcomes after biceps tenotomy versus tenodesis: a postoperative study. *Am J Sports Med* 2011; 39:857-65.
16. Shank JR, Singleton SB, Braun S, y cols. A comparison of forearm supination and elbow flexion strength in patients with long head of the biceps tenotomy or tenodesis. *Arthroscopy* 2011; 27:9-16.
17. Grabiner MD, Enoka RM. Changes in movement capabilities with aging. *Exerc Sport Sci Rev* 1995; 23:65-104.
18. Bilodeau M, Henderson TK, Nolte BE, Pursley PJ, Sandfort GL. Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction. *J Appl Physiol* 2001; 91:2654-64.
19. Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle Nerve* 2001; 24:98-106.
20. Craig CL, Marshall AL, Sjoström M, y cols. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35:1381-95.
21. Ditor DS, Hicks AL. The effect of age and gender on the relative fatigability of the human adductor pollicis muscle. *Can J Physiol Pharmacol* 2000; 78:781-90.
22. Seghers J, Spaepen A, Delecluse C, Colman V. Habitual level of physical activity and muscle fatigue of the elbow flexor muscles in older men. *Eur J Appl Physiol* 2003; 89:427-34.
23. Hunter SK, Critchlow A, Shin IS, Enoka RM. Fatigability of the elbow flexor muscles for a sustained submaximal contraction is similar in men and women matched for strength. *J Appl Physiol* 2004; 96:195-202.
24. Hunter SK, Enoka RM. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions. *J Appl Physiol* 2001; 91:2686-94.
25. Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM. Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* 1993; 460:549-72.
26. Naito A, Sun YJ, Yajima M, Fukamachi H, Ushikoshi K. Electromyographic study of the elbow flexors and extensors in a motion of forearm pronation/supination while maintaining elbow flexion in humans. *Tohoku J Exp Med* 1998; 186:267-77.
27. Mamaghani NK, Shimomura Y, Iwanaga K, Katsuura T. Changes in surface EMG and acoustic myogram parameters during static fatiguing contractions until exhaustion: influence of elbow joint angles. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2001; 20:131-40.
28. Chang YW, Su FC, Wu HW, An KN. Optimum length of muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14:537-42.
29. Duff SJ, Campbell PT. Patient acceptance of long head of biceps brachii tenotomy. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21:61-5.
30. Friedman JL, FitzPatrick JL, Rylander LS, Bennett C, Vidal AF, McCarty EC. Biceps Tenotomy Versus Tenodesis in Active Patients Younger Than 55 Years: Is There a Difference in Strength and Outcomes? *Orthop J Sports Med* 2015; 3:2325967115570848.
31. Roy JS, MacDermid JC, Orton B, y cols. The concurrent validity of a hand-held versus a stationary dynamometer in testing isometric shoulder strength. *J Hand Ther* 2009; 22:320-6.
32. Kaplan KM, Elattrache NS, Jobe FW, Morrey BF, Kaufman KR, Hurd WJ. Comparison of shoulder range of motion, strength, and playing time in uninjured high school baseball pitchers who reside in warm- and cold-weather climates. *Am J Sports Med* 2011; 39:320-8.
33. Byl NN, Richards S, Asturias J. Intrarater and interrater reliability of strength measurements of the biceps and deltoid using a hand held dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther* 1988; 9:395-8.
34. Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA. Subject variability of shoulder abduction strength testing. *Am J Sports Med* 1990; 18:349-53.
35. Tung FL, Yang YR, Lee CC, Wang RY. Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2010; 24:533-42.
36. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM & R* 2011; 3:472-9.
37. Oda K. Age changes of motor innervation and acetylcholine receptor distribution on human skeletal muscle fibres. *J Neurol Sci* 1984; 66:327-38.
38. De Luca A, Mambrini M, Conte Camerino D. Changes in membrane ionic conductances and excitability characteristics of rat skeletal muscle during aging. *Pflügers Arch* 1990; 415:642-4.
39. Narici MV, Bordini M, Cerretelli P. Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *J Appl Physiol* 1991; 71:1277-81.