PubliCE, (PubliCE) 2014

Monograph

Efectos de la Posición del Hombro sobre el EMG del Bíceps Braquial Durante la Ejecución de Diferentes Variantes del Ejercicio de Curl de Bíceps con Mancuerna

Liliam F Oliveira[1], Thiago T Matta[1], Daniel S Alves[1], Marco A. C Garcia[1] y Taian M M Vieira[1, 2]

[1]*Biomechanics Laboratory, Bioscience Department, Physical Education and Sports School, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil.*
[2]*Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System, Polytechnic of Turin, Turin, Italy.*

RESUMEN

Los ejercicios de Curl de Bíceps Inclinado con Mancuernas (IDC) y de Curl de Bíceps en Banco Scott con Mancuernas (DPC) son dos variaciones del ejercicio común de Curl de Bíceps con Mancuernas (DBC), que generalmente se utilizan para optimizar la contribución del bíceps braquial a la flexión del codo, fijando el hombro a un ángulo específico. El propósito de este estudio fue identificar los cambios en la actividad neuromuscular de la porción larga del bíceps braquial durante los ejercicios ICD, DPC y DBC, teniendo en cuenta los cambios en el momento de la carga (load momento) y en la longitud muscular, provocado por cada protocolo de ejercicio. Los 22 sujetos que participaron en el estudio realizaron un único ciclo (concéntrico - excéntrico) en los ejercicio DBC, IDC y DPC utilizando una carga submáxima del 40% de la MVC isométrica estimada. La actividad neuromuscular de la porción larga del bíceps braquial fue comparada dividiendo cada contracción en tres fases, de acuerdo con el rango de movimiento articular del codo de cada individuo. Si bien todos los protocolos provocaron un nivel considerable de activación del músculo bíceps braquial (al menos el 50% de la RMS máxima), la contribución de este músculo a la flexión/extensión del codo varió entre los ejercicio. La flexión submáxima del codo (concéntrica) provocó una actividad neuromuscular de hasta el 95% del valor máximo de la RSM durante la fase final de los ejercicios IDC y DBC y del 80% en el ejercicio DPC al comienzo del movimiento. Todos los ejercicios mostraron una actividad significativamente menor durante la extensión del codo (excéntrica). El curl de bícpes inclinado con mancuerna y el curl de bíceps clásico con mancuernas resultaron en similares patrones de activación del músculo bíceps braquial para todo el rango de movimiento, mientras que el curl de bíceps con mancuerna en banco Scott provocó una mayor activación muscular solo en un una pequeña porción del rango articular del codo.

Palabras Clave: curl de bíceps, EMG, bíceps braquial

INTRODUCCION

Los ejercicios para el entrenamiento con sobrecarga son utilizados principalmente para sobrecargar el sistema músculo-esquelético, lo cual deriva en una mejora acelerada de la fuerza muscular (Fleck and Kraemer, 1997). Los equipamientos tales como las mancuernas, las barras y las máquinas de poleas son utilizados con frecuencia en los programas de entrenamiento de la fuerza y acondicionamiento (Biscarini et al., 2005). Sin embargo, en ocasiones puede preferirse la utilización de pesos libres, ya que estos no limitan el movimiento y pueden realizarse diferentes ejercicios, provocando la contribución de músculos específicos (Cotterman et al., 2005). Además, los ejercicios llevados a cabo con pesos libres imitan los movimientos corporales en situaciones naturales y requieren de la estabilización articular y de los diversos segmentos involucrados (Cotterman et al., 2005). Muchas personas son adictas a los beneficios que proveen los programas de entrenamiento basados en el uso de pesos libres, desde atletas experimentados hasta niños y ancianos (Faigenbaum et al., 2003; Falk and Tenenbaum, 1996; Fleck and Kraemer, 1997).

El peso de las mancuernas o las barras es constantemente orientado en dirección vertical, por lo que el torque cambia con el ángulo articular y el torque pico de la carga cambia con las diferentes posiciones corporales (i.e., utilización de bancos horizontales o inclinados). De acuerdo con el modelo biomecánico para la simulación del ejercicio de Curl de Bíceps con Mancuerna (DBC) (Biscarini et al., 2005), la tensión producida por los flexores del codo en ejercicios cuasi estáticos se incrementa con momento del brazo de la carga, lo cual afecta en gran medida la dirección y magnitud de las fuerzas articulares internas. Además, la relación clásica entre la longitud y la tensión es crítica para la producción de fuerza muscular, especialmente durante la ejecución de ejercicios de baja velocidad y alta intensidad (Lieber, 2002). Si bien dicha relación se ha propuesto para las contracciones isométricas, aun puede utilizarse para predecir la fuerza muscular que se producirá en un ángulo articular durante contracciones de baja velocidad.

Los ejercicios de Curl de Bíceps Inclinado con Mancuernas (IDC) y de Curl de Bíceps en Banco Scott con Mancuernas (DPC) son dos variaciones del ejercicio DBC estándar, y que se utilizan comúnmente para optimizar la contribución del bíceps braquial durante la flexión del codo, fijando el hombro a un ángulo específico. Estas diferentes variantes del ejercicio de curl de bíceps pueden imponer diferentes demandas sobre el sistema neuromuscular, resultando en diferentes contribuciones de los flexores del codo para el manejo de la carga.

El propósito de este estudio fue identificar los cambios en la actividad neuromuscular de la porción larga del bíceps braquial durante la ejecución de los ejercicios IDC, DPC y DBC, teniendo en cuenta los cambios en el momento del brazo de carga y en la longitud muscular, provocados por cada protocolo de ejercicio. Durante el ejercicio IDC la porción larga del bíceps braquial se encuentra inicialmente estirada, mientras que en el DPC el codo se fija en una posición determinada, lo que hace que la porción larga del bíceps braquial se encuentre acortada. Por lo tanto, esperamos observar una mayor actividad neuromuscular al comienzo de los ejercicios IDC y DPC que al comienzo del ejercicio DBC, principalmente debido a las demandas posturales.

METODOS

Sujetos

Un grupo de 22 sujetos varones (23.0 ± 3.5 años, 79.6 ± 11.6 kg y 1.8 ± 0.1 m) participaron del estudio luego de dar su consentimiento por escrito. Todos los participantes eran derechos, no tenían historia de lesiones osteomioarticlares y habían participado en programas de entrenamiento de la fuerza por al menos un año. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad.

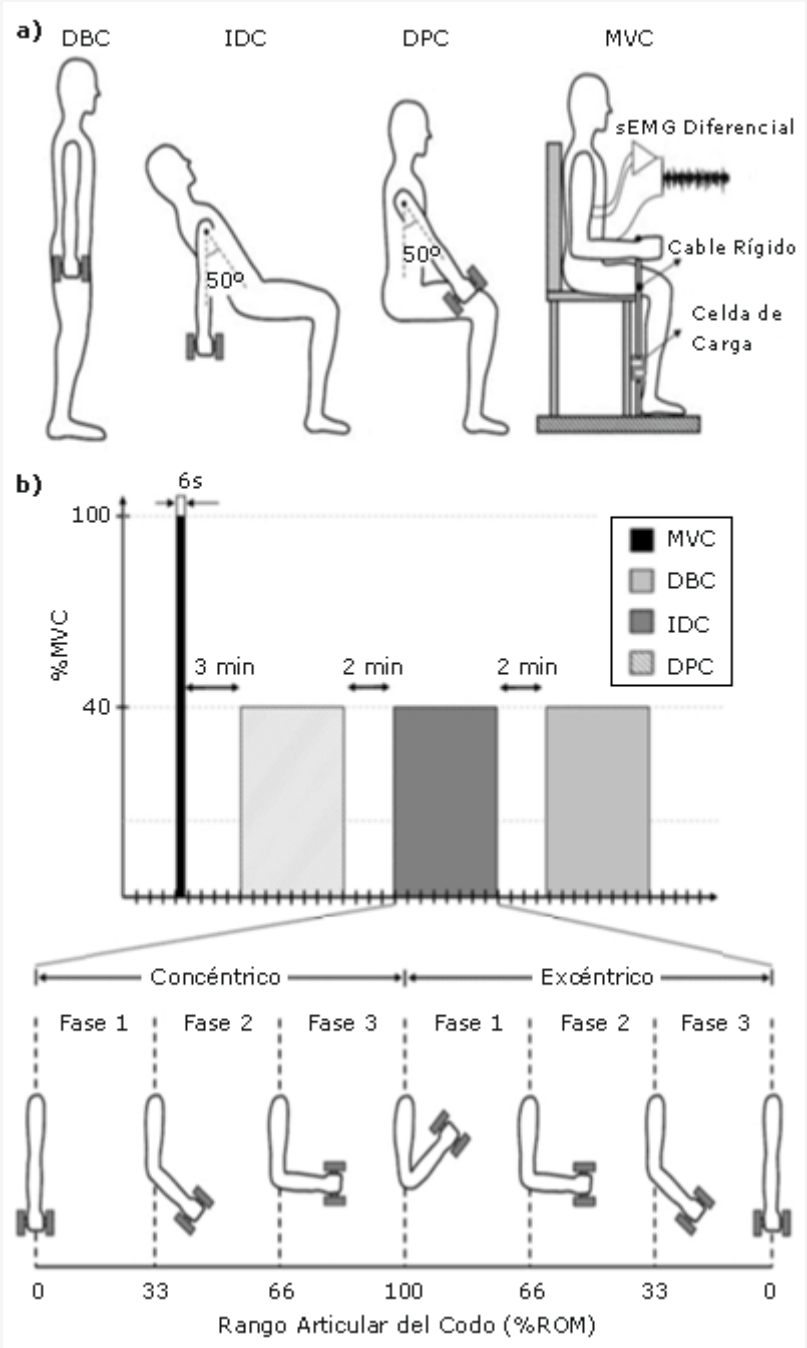

Figura 1. *Representación esquemática del diseño experimental. (a) Orientación del cuerpo para cada ejercicio de curl de bíceps con mancuernas y para el test de MVC incluyendo la ubicación de los electrodos, (b) secuencia temporal de cada prueba (aleatoria) y de los períodos de recuperación; (c) división de los ciclos de ejercicio en contracciones concéntricas y excéntricas y división de cada contracción en tres fases de acuerdo con el ángulo articular del codo.*

Diseño Experimental

Cada sujeto realizó un único ciclo (concéntrico – excéntrico) en el ejercicio de DBC y en sus variantes, IDC y DPC, utilizando una carga submáxima del 40% de una MVC isométrica estimada en 6 segundos (Kamen, 2004). Si bien en la práctica la mayoría de los individuos seleccionarían cargas diferentes para cada ejercicio, la utilización de una carga fija fue necesaria para comparar las demandas neuromusculares impuestas por los ejercicios DPC, IDC y DBC. La carga del 40% de una MVC fue seleccionada empíricamente, ya que con esta carga todos los sujetos podían realizar uno o dos ciclos en los ejercicios de curl de bíceps a una baja velocidad. Los ejercicios se realizaron en forma aleatoria con dos minutos (2 min) de pausa entre cada ejercicio, y comenzando luego de transcurridos tres minutos (3 min) de la prueba para la determinación de la MVC. En la Figura 1b se muestra una esquematización de esta secuencia, mientras que la orientación

del cuerpo para cada ejercicio se muestra en la Figura 1a y se define como: MCV – posición de sentado con el codo derecho en flexión de 90º y el antebrazo en supinación; DPC – posición de sentado con el tronco vertical y el codo derecho flexionado a 50º, IDC – posición de sentado con el tronco en extensión de 50º y el brazo derecho colgando libremente; DBC – de pie y con los brazos al costado del cuerpo.

Durante las pruebas para la estimación de la MVC se exhibió la producción de fuerza en una pantalla y a todos los sujetos se les permitió su monitoreo antes de comenzar el test. Cada sujeto realizó un ciclo de curl de bíceps a la velocidad que prefirieran, reproduciendo así el movimiento observado en situaciones prácticas. Si bien el uso de un metrónomo es importante para controlar la velocidad de movimiento, es probable que esto produjera una comparación sesgada entre los sujetos, ya que pueden emerger estrategias individuales para compensar el ritmo fijo impuesto por un estímulo externo.

El muestreo del EMG diferencial de superficie (ganancia = 1k, CMRR = 106 dB, ancho de banca de 10-500 Hz) y del ángulo articular del codo se llevó a cabo a 1 kHz utilizando un conversor A/D de 16 bits (rango dinámico de ± 10V). El ángulo articular del codo fue estimado a partir de los cambios en la dirección de un acelerómetro uniaxial (ancho de banda de 0-200 Hz y sensibilidad de 315 mV/g) con respecto al vector aceleración de la gravedad, asumiendo que todos los sujetos flexionaron y extendieron el codo a una velocidad constante. El acelerómetro fue fijado a la muñeca de los sujetos con cinta y con su eje normal orientado verticalmente. Luego de preparar la piel, se colocaron dos electrodos circulares de Ag-AgCl (20 mm de diámetro, 20 mm de distancia entre los electrodos) en la porción larga del bíceps braquial de acuerdo con las recomendaciones del SENIAM (Freriks et al., 1999). Una celda cargada (200 kgf) fue utilizada para medir la fuerza pico durante el tests para estimar la MVC.

Análisis de los Datos

La actividad neuromuscular de la porción larga del bíceps braquial fue comparada dividiendo el ciclo del curl de bíceps en contracciones concéntricas y contracciones excéntricas, y particionando adicionalmente cada contracción en tres fases, de acuerdo al rango de movimiento articular del codo de cada individuo (Figura 1c; i.e., fase 1 = 0 – 33%; fase 2 = 34-67% y fase 3 = 68 – 100% del ROM). La raíz cuadrada media (RMS) del sEMG fue estimada para cada fase y contracción de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$RMS_{c,p} = \sqrt{\frac{1}{pe - ps + 1} \sum_{n=ps}^{pe} x^2[n]} \quad (1)$$

Donde x[n] son los valores crudos del sEMG, c y p son el tipo de contracción (concéntrico o excéntrico) y la fase de contracción (1, 2 o 3), respectivamente, y n es el número de muestra, cuyo rango va desde la fase inicial (ps) a la fase final (pe) para cada tipo de contracción. Para evitar el efecto del factor geométrico y del factor fisiológico sobre los datos del sEMG, la amplitud de la RMS fue normalizada en relación con el valor máximo de la RMS estimado a partir de la prueba para la valoración de la MVC, y utilizando la ecuación 1 con n en el rango de 1000 (1s) a 5000 (5s).

Análisis Estadísticos

Se utilizó el análisis de varianza multifactorial ANOVA de 3 x 2 x 3 (ejercicio x tipo de contracción x fase de contracción) para comparar los cambios en la amplitud del RMS de acuerdo a los diferentes tipos de contracción y de fase, dentro y entre los diferentes ejercicios de curl de bíceps. Los cambios significativos en el tamaño o duración de los ciclos de flexión/extensión del codo entre los ejercicios fueron valorados aplicando el análisis de varianza ANOVA de una vía. Se utilizó la prueba post hoc de Tukey para identificar diferencias significativas entre las medias con un valor p de 0.05 (Statistica 6.0 – StatSoft, Inc.).

RESULTADOS

La fuerza máxima alcanzada durante las pruebas para la valoración de la MVC fue de 34.4 ± 5.0 kg. La carga correspondiente al 40% de la MVC, que fue la utilizada en este estudio para los ejercicios de curl de bíceps, representó aproximadamente el 43.6% de la masa corporal de los individuos.

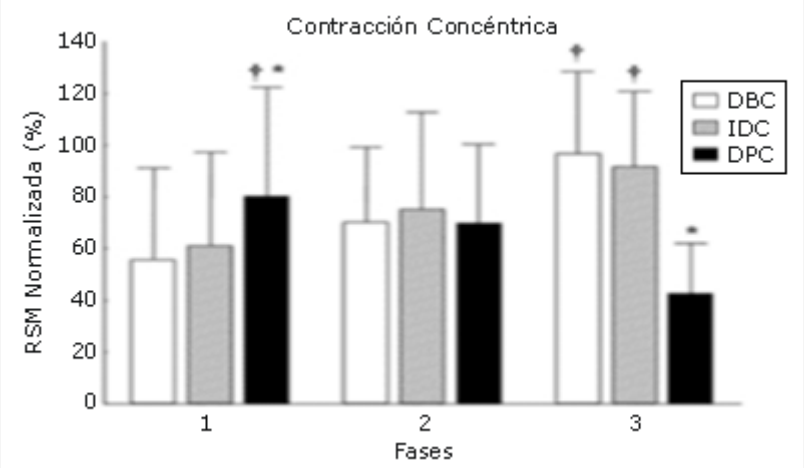

Figura 2. *Valores medios y desviaciones estándar de la RMS para todas las fases de la contracción concéntrica, y para cada tipo de ejercicio (DBC, IDC y DPC). *p<0.05 entre ejercicio, †p<0.05 entre fases.*

Cuando se compararon los valores de la RMS para las contracciones concéntricas entre los ejercicios IDC y DBC, no se observaron diferencias estadísticas, incluso considerando cada fase en forma independiente (Figura 2). Por otra parte, la amplitud del sEMG se incrementó tanto con el ejercicio IDC como con el ejercicio DBC, desde el inicio hasta el final de la contracción concéntrica, alcanzando significancia estadística ($p<0.05$) hacia el final de la fase 3. Interesantemente, durante el ejercicio DPC, el valor medio de la RMS mostró una tendencia opuesta a través de las tres fases, reduciéndose desde la fase 1 a la fase 3 ($p<0.05$). Además, se observaron diferencias estadísticas entre el ejercicio DPC y los otros dos ejercicios. La amplitud de la RMS fue mayor y menor durante el ejercicio DPC en las fases 1 y 3, respectivamente, en comparación con los valores de la RMS para los ejercicios IDC y DBC, sugiriendo que el ángulo de flexión del hombro afecta la activación del bíceps braquial.

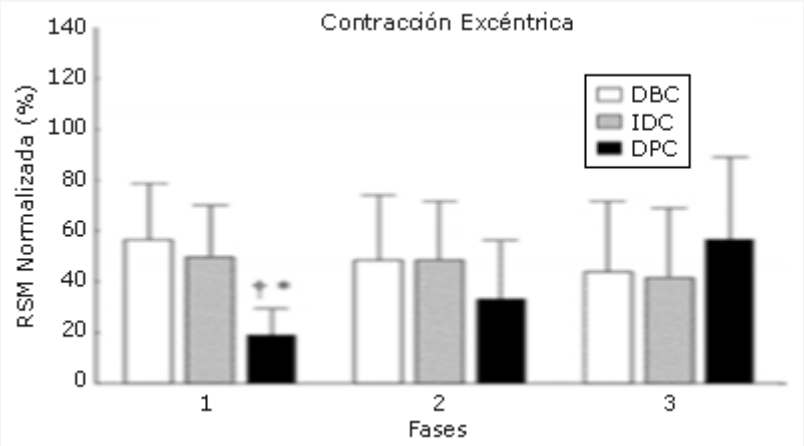

Figura 3. *Valores medios y desviaciones estándar de la RMS para todas las fases de la contracción excéntrica, y para cada tipo de ejercicio (DBC, IDC y DPC). *p<0.05 entre ejercicios, †p<0.05 entre fases.*

La Figura 3 muestra los valores del RMS para todas las fases de la contracción excéntrica. Incluso para la contracción excéntrica, no se hallaron diferencias entre los ejercicios IDC y DBC respecto de la activación muscular entre las tres fases. Los valores de la RMS para la fase inicial del ejercicio DPC fue significativamente menor en comparación con la medida para los ejercicios DBC e IDC.

La Tabla 1 muestra la amplitud y la duración (valora medios y desviaciones estándar) de las contracciones excéntricas y concéntricas. Se observó un incremento significativ en la duración del curl de bíceps para la contracción excéntrica, que fue independiente del tipo de ejercicio. El ejercicio IDC fue realizado con un ROM del codo significativamente menor que

los otros dos tipos de curl de bíceps.

Ejercicio	Duración (s)		ROM (grados)
	Concéntrico	Excéntrico	
DBC	3.59 (.91) *	4.05 (.93)	131.9 (18.3)
IDC	3.81 (1.13)*	4.67 (1.57)	134.3 (19.5)
DPC	4.47 (1.60)†	4.65 (1.68)	115.5 (11.2)*

Tabla 1. *Duración media (DE) y rango de movimiento (ROM) de las fases concéntricas y excéntricas de cada ejercicio. *p<0.05 entre las fases; † p < 0.05 entre ejercicios.*

DISCUSION

Al dividir la flexión y la extensión del codo en tres fases diferentes, de acuerdo al rango de movimiento (ROM) articular, esperamos observar cambios en la modulación de la actividad neuromuscular en los tres ejercicios de curl de bíceps con mancuernas. El ejercicio de Curl de Bícpes con Mancuerna y el ejercicio de Curl de Bíceps Inclinado con Mancuernas provocaron un patrón similar de incremento y reducción en la activación muscular a lo largo de las tres fases, tanto para la contracción concéntrica como para la contracción excéntrica, mientras que se observó la tendencia opuesta, en relación con la amplitud del sEMG y de la RMS, para el ejercicio de Curl de Bíceps en Banco Scott.

Con relación a la elección de una carga que representara el 40% del máximo individual, el valor medio de la MVC observado en este estudio (43.6 ± 7.7% de la masa corporal) fue mayor que el reportado por Kasprisin y Grabiner (2000) (30.6 ± 4.7% para adultos saludables). Esta diferencia probablemente sea resultado del ángulo articular del codo utilizado para el test de MVC, ya que con una flexión del codo de 90º las fibras del bíceps braquial pueden encontrarse próximas a la longitud óptima para la producción de fuerza isométrica (Hay, 1991; Inman et al., 1982; Langenderfer et al., 2005; Oliveira, 2004), con respecto a la flexión de 75º utilizada por Kasprisin y Grabiner (2000).

La flexión de codo submáxima provocó una actividad neuromuscular de hasta el 95% del valor máximo de la RMS durante la fase 3 de la contracción concéntrica en los ejercicios IDC y DBC. Esta actividad neuromuscular relativamente alta sugiere que una carga del 40% de la MVC fue suficiente para provocar una alta modulación de la amplitud del sEMG.

La duración media y la amplitud de las contracciones concéntricas y excéntricas estuvieron en el rango de .59 ± 0.91 a 4.65 ± 1.68 s y de 115.50 ± 11.20 a 131.91 ± 18.25°, respectivamente; caracterizando así un movimiento cuasi-isométrico (Siff, 2004). Debido a que la producción de fuerza se ve críticamente afectada por la relación entre la tensión y la longitud muscular, solo en movimientos realizados a baja velocidad (Lieber, 200), se esperó que la actividad neuromuscular para todos los protocolos fuera altamente dependiente de la longitud muscular. Además, Prilutsky (2004) observó un nivel similar de actividad neuromuscular durante la realización de contracciones excéntricas del músculo bíceps braquial, corroborando los valores casi constantes de la RMS (Figura 3) observados para las contracciones excéntricas en el presente estudio.

Si bien los sujetos fueron instruidos para que comenzaran los ejercicios con el codo en completa extensión, sus movimientos comenzaron desde una posición ligeramente flexionada (aproximadamente 20º) sugiriendo un mecanismo de compensación para optimizar la contribución de los flexores del codo y la tensión pasiva. Algunos estudios han reportado una estrategia similar para comenzar el movimiento, con el ángulo articular del codo en el rango de los 15º a los 48º (Hansen et al., 2003; Keeler et al., 2001; Uchiyama et al., 1998).

Durante la realización de contracciones isométricas, el incremento en la tensión muscular depende en mayor medida de la tasa de disparo de las unidades motoras y del reclutamiento de las fibras musculares, de acuerdo con el principio del tamaño (Hanneman, 1985). Sin embargo, la utilización de estas estrategias parece ser diferente durante la realización de contracciones dinámicas, en donde el reclutamiento de unidades motoras adicionales desempeña un rol crítico en la producción de tensión muscular (Sbriccoli et al., 2003; Søgaard et al., 1998). Dichos cambios en el patrón de reclutamiento de unidades motoras, además de las diferentes estrategias para el manejo de la carga, pueden haber contribuido a la alta variabilidad en los valores de la RMS entre los sujetos (el coeficiente de variación estuvo en el rango del 31 al 69%, para todas las fases y con ambos tipos de contracción).

Con respecto a los cambios en la amplitud del sEMG para los diferentes ejercicios de curl de bíceps, se esperó se produjera un incremento en la actividad neuromuscular durante el ejercicio IDC; especialmente cuando la articulación del codo se encontrara próxima a la extensión completa. La hiperextensión del hombro, observada durante el ejercicio IDC, estira la porción larga del bíceps braquial más allá de su longitud óptima, derivando en un acoplamiento ineficiente entre la actina y la miosina. Por otro lado, los similares valores de la RMS observados entre los ejercicios IDC y DBC (Figura 2) indica un incremento en la contribución de los otros flexores del codo, además de la contribución de la tensión pasiva que se produce en los músculos y tejidos blandos, al comienzo de la contracción concéntrica y al final de la contracción excéntrica. Los bajos valores de la amplitud del sEMG observados al comienzo de las contracciones concéntricas, independientemente del ejercicio de curl con mancuernas, pueden explicarse por la reducción del momento de la carga y/o del cambio hacia la derecha de la curva que representa la relación entre la tensión y la longitud muscular (Falk and Tenenbaum, 1996). Si bien alrededor de los 90º de flexión en el codo, el momento del bíceps braquial está próximo a su valor más alto (Murray et al., 1995; 2002), dicha posición no fue suficiente para compensar el incremento en el torque de la resistencia, el cual es máximo para este ángulo articular, resultando así en mayores valores de la RMS.

La flexión del hombro durante el ejercicio DPC provocó un patrón particular de activación muscular, la cual se redujo significativamente en la fase inicial de la contracción concéntrica y se incrementó significativamente al final de la contracción excéntrica. Si bien, la primera fase de la contracción concéntrica provocó una mayor actividad muscular para superar el torque de la carga, la demanda neuromuscular se redujo rápidamente en el bíceps braquial durante la segunda y tercera fase. La principal razón para este patrón de activación probablemente está vinculada con el momento inicial del brazo de carga, lo cual fue resultado de la flexión del hombro en la posición inicial del ejercicio (fase 1), y en la longitud ineficiente de los flexores del codo. A medida que el codo se flexiona el torque de la carga se reduce, hasta que la mano cruza la línea del codo, cambiando así la producción de fuerza de los flexores del codo a los extensores (fase 3). Por lo tanto, el ejercicio DPC parece haber provocado una mayor actividad mioeléctrica solo en un pequeño rango articular (i.e., al comienzo de la contracción concéntrica y al final de la contracción excéntrica), lo cual puede ser ventajoso para aquellos programas de entrenamiento que tienen el propósito de mejorar la capacidad del bíceps braquial para producir fuerza.

La utilización de pares de electrodos pudo haber sido un factor limitante en este estudio. El cambio en la zona de inervación (IZ), inherente a las contracciones dinámicas, atenúa o incrementa la amplitud del sEMG a medida que la IZ se acerca o se aleja de los electrodos (Farina et al., 2001). Sin embargo, los efectos de la IZ sobre los valores de la RMS estimados en este estudio, fueron minimizados por el posicionamiento de los electrodos en la ubicación recomendada por el SENIAM, ya que esta ubicación se encuentra casi a mitad de distancia entre la IZ del bíceps braquial y el tendón distal (Merletti and Parker, 2004).

CONCLUSIONES

Si bien todos los protocolos provocaron un considerable nivel de activación del bíceps braquial (aproximadamente el 50% de la RMS máxima), la contribución de este músculo a la flexión del codo dependió del tipo de ejercicio de curl con mancuernas. Durante el ejercicio de Curl con Mancuernas en Banco Scott, la activación de la porción larga del bíceps fue máxima, solo en los ángulos articulares próximos a la extensión completa, y además el rango de movimiento de la articulación del codo fue menor. Los ejercicios de Curl de Bíceps Inclinado y de Curl de Bíceps Tradicional resultaron en un considerable esfuerzo neuromuscular a lo largo de todo el rango de movimiento y, por esta razón, pueden ser los ejercicios de preferencia para la mejora de la fuerza del músculo bíceps braquial.

Puntos Clave

Los ejercicios de Curl de Bíceps Inclinado y de Curl de Bíceps Tradicional resultaron en un esfuerzo neuromuscular considerable a través de todo el rango de movimiento.

Los ejercicios de Curl de Bíceps Inclinado y de Curl de Bíceps Tradicional pueden ser los ejercicios de preferencia para la mejora de la fuerza del músculo bíceps braquial

REFERENCIAS

1. Biscarini, A., Borio, R., Coscia, F., Mazzolai, G., Simonetti, S. and Rosi, G (2005). Biomechanics of dumbbell/barbell and cable biceps curl exercises. *Italian Journal of Sports Science 12, 83-93*
2. Cotterman, M.L., Darby, L.A. and Skelly, W.A (2005). Comparison of muscle force production using the smith machine and free weights for bench press and squat exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research 19(1), 169-176*
3. De Luca, C.J (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics 13, 135-163*
4. Faigenbaum, A.D., Milikenm, L.A. and Westcott, W.L (2003). Maximal strength testing in health children. *Journal of Strength and Conditioning Research 17(1), 162-166*
5. Falk, B. and Tenenbaum, G (1996). The effectiveness of resistence training children. *Sports Medicine 22(3), 176-186*
6. Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M. and Caruso, I (2001). Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE Engineering in Medicine and Biology 20(6), 62-71*
7. Fleck, W.J. and Kraemer, S.J (1997). Designing resistance training programs. *Human Kinetics, Champaign*
8. Freriks, B., Hermens, H.J., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G (1999). The recommendations for signal processing methods for surface electromyography, In: European recommendations for surface electromyography - SENIAM Project. *Enschede: Roessingh Research and Development b.v. 13-25*
9. Hansen, E.A., Lee, H., Barrett, K. and Herzog, W (2003). The shape of the force-elbow angle relationship for maximal voluntary contractions and sub-maximal electrically induced contractions in human elbow flexors. *Journal of Biomechanics 36, 1713-1718*
10. Hay, J.G (1991). Mechanical basis of strength expression, In: Strength and power in sport. *Ed: Komi, P.V. Oxford: Blackwell Science. 197-207*
11. Henneman, E (1985). The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *Journal of Experimental Biology 115, 105-112*
12. Inman, V.T., Ralston, H.J. and Todd, F (1982). Human walking. *Williams & Wilkins, Baltimore*
13. Kamen, G (2004). Reliability of motor-evoked potentials during resting and active contraction conditions. *Medicine Science Sports Exercise 36(9), 1574-1579*
14. Kasprisin J. E. and Grabiner M. D (2000). Joint angle-dependence of elbow flexor activation levels during isometric and isokinetic maximum voluntary contractions. *Clinical Biomechanics 15, 743-749*
15. Keeler, L.K., Finkelstein, L.H., Miller, W. and Fernhall, B (2001). Early-phase adaptations to traditional-speed vs. superslow resistance training on strength and aerobic capacity in sedentary individuals. *Journal of Strength Conditioning Research 15, 309-314*
16. Langenderfer, J., LaScalza, S., Mell, A., Carpenter, J.E., Kuhn, J.E. and Hughes, R.E (2005). An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Journal of Computers in Biology and Medicine 335, 25-39*
17. Lieber, R.l (2002). Skeletal muscle structure and function. *Williams & Wilkins, Baltimore*
18. Merletti, R. and Parker, P.A (2004). Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. *Wiley Interscience, Italy*
19. Murray, W.M., Buchanan, T.S. and Delp, S.L (2002). Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. *Journal of Biomechanics 35, 19-26*
20. Murray, W.M., Delp, S.L. and Buchanan, T.S (1995). Variation of muscle moment arms with elbow and forearm positions. *Journal of Biomechanics 28(5), 513-525*
21. Oliveira, L.F (2004). Biomecânica, In: Aspectos diversos da medicina do exercício. *Ed: Rocha, M.L. Rio de Janeiro, Ed. Revinter. 224-233*
22. Prilutsky, B.I (2004). Ação muscular excêntrica no esporte e no exercício, In: Biomecânica do esporte. *Ed: Zatsiorsky, V.M. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan. 49*
23. Sbriccoli, P., Bazzucchi, I., Rosponi, A., Bernardi, M., De Vito, G. and Felici, F (2003). Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of Electromyography Kinesiology 13(2), 139-147*
24. Siff, M.C (2004). Fundamentos biomecânicos do treinamento de força e de potência, In: Biomecânica do esporte. *Ed: Zatsiorsky, V.M. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan. 96*
25. Uchiyama, T., Bessho, T. and Akazawa, K (1998). Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial network technique. *Journal of Biomechanics 31, 545-554*

Cita Original

Oliveira L F, Matta T T, Alves D S, Garcia M A C and Taian M.M. Vieira T M M. Effect of the Shoulder Position on the Biceps Brachii Emg in Different Dumbbell Curls. Journal of Sports Science and Medicine; 8:24 □ 29; (2009).