

Article

Los Jugadores de Handball Amateur Presentan un Índice de Recuperación Muscular Tardío en Comparación con los No Deportistas

Pablo Matheus Nascimento Magalhães¹, Cybelle de Arruda Navarro Silva^{1,2}, Ana Karolina Vitor da Silva^{1,2}, Sarah Pinheiro de Sousa^{1,2}, Anna Laura Maciel de Melo^{1,2}, Bruno Teixeira Barbosa^{2,3}, Marcos Antônio de Araújo Leite Filho^{1,2}, Eric de Lucena Barbosa^{1,2}, Ramon Cunha Montenegro^{1,2} y Luís Paulo Nogueira Cabral Borges^{1,2}

¹Laboratorio de Fisiología del Movimiento, João Pessoa/PB, Brasil

²Centro Universitario de João Pessoa - UNIPÊ, João Pessoa, Brasil

³Grupo de Estudio de Ejercicio Físico Aplicado a la Salud, Centro Universitario de João Pessoa -UNIPÊ, João Pessoa, Brasil

RESUMEN

Los Jugadores de Handball Amateur Presentan un Índice de Recuperación Muscular Tardío en Comparación con los No Deportistas. JEPonline 2018;21(2):19-29. El objetivo de este estudio fue analizar el índice de fatiga y el índice de recuperación muscular del recto femoral (RF) y del bíceps femoral (BF) de los atletas de handball amateur a través de la frecuencia mediana (fmed) del electromiograma (EMGS). La muestra consistió en 10 atletas de handball (Ghan) y 10 individuos de control (Gcon). Los protocolos de fatiga y recuperación muscular se realizaron con los sujetos al 80% de su contracción isométrica voluntaria máxima. No hubo diferencias estadísticas en el porcentaje de caída de fmed entre el Ghan y el Gcon (RF: $-30,86 \pm 10,75\%$ versus $-30,35 \pm 12,57\%$, BF: $-31,91 \pm 10,55\%$ versus $-28,22 \pm 12,83\%$). El porcentaje de recuperación muscular del BF fue significativamente menor en el Ghan en comparación con el Gcon ($54,64 \pm 17,24\%$ versus $71,11 \pm 14,61\%$, $P=0,0156$). Los hallazgos en el presente estudio indican que la práctica de handball amateur no mejora la resistencia a la fatiga en los músculos del muslo, y se asocia con un menor porcentaje de recuperación muscular.

Palabras Clave: Electromiografía, Frecuencia Mediana, Fatiga Muscular, Recuperación Muscular

INTRODUCCIÓN

El handball se entiende comúnmente como uno de los deportes más fáciles de enseñar y aprender (25). Los movimientos de correr, saltar y lanzar en handball son los elementos más utilizados en el entrenamiento y los juegos (9). El momento de aterrizar de un salto de lanzamiento es la etapa donde las extremidades inferiores colisionan contra una superficie externa fija, donde el cuerpo es vencido por una fuerza rápida de desaceleración (es decir, fuerzas generadoras de impacto) (22). Estas fuerzas pueden actuar individualmente en cada segmento del cuerpo que recibe el impacto, y dichas fuerzas se disipan por el sistema musculoesquelético, que es una de las principales causas de lesiones en las extremidades inferiores

de los atletas de handball (4). De hecho, los jugadores de handball tienen una prevalencia de lesiones en las extremidades inferiores que van de 11,9% a 67%, y en las extremidades superiores el rango es de 7,5% a 40% (20). En este contexto, Farina y Merletti (5) indican que es importante señalar que los músculos son más susceptibles a las lesiones cuando están influenciados por la fatiga muscular que reduce y compromete la contracción muscular, lo que causa un desequilibrio en la estructura que rodea la musculatura.

La biomecánica es una rama de la ciencia que se ha utilizado para estudiar diferentes conceptos, instrumentos y estrategias para desarrollar una comprensión más amplia de la fatiga. En particular, la electromiografía de superficie (EMGS) se utiliza para comprender mejor los patrones de impulso neuromuscular durante y después del ejercicio. Esto es posible porque la fatiga muscular genera cambios en los parámetros de activación muscular, y el estudio de la señal EMGS tiene un valor considerable en el proceso de evaluación (1). Este es especialmente el caso con la evaluación de los cambios debidos a la fatiga muscular (17). Para medir la fatiga periférica, el indicador más comúnmente usado es la frecuencia mediana (fmed) del espectro de frecuencias EMGS, ya que su aplicación se basa en un mayor respaldo científico. El hallazgo de que el fenómeno de la fatiga muscular localizada cambia las bandas de frecuencia de la EMGS permite la detección de la fatiga a través de indicadores relacionados con la densidad de su espectro de frecuencia (19).

Teniendo en cuenta lo anterior, y considerando las bases de la evaluación del espectro de frecuencias de la EMGS, el objetivo de este estudio fue analizar el índice de fatiga localizada y el índice de recuperación muscular (IRM) del bíceps femoral (BF, un músculo con dos porciones en la parte posterior del muslo) y del recto femoral (RF, uno de los 4 músculos del cuádriceps) de los atletas de handball amateur a través de la fmed del espectro de frecuencia de EMGS y compararlos con individuos jóvenes sanos de la misma edad que no estaban practicando el deporte.

MÉTODOS

Sujetos

La muestra consistió en 20 hombres que tenían entre 19 y 30 años de edad. Diez eran atletas de handball amateur (Ghan), y 10 eran sujetos de control (Gcon). La recolección de datos se llevó a cabo en la Escola de Treinamento Resistido do Centro Universitário de João Pessoa (ETRES - UNIPÊ).

Todos los sujetos fueron informados sobre los procedimientos metodológicos, y firmaron un formulario de consentimiento informado donde se explicaron los posibles riesgos y el uso de la información obtenida. Además, el estudio adhirió a los procedimientos de intervención y los preceptos éticos para la investigación con seres humanos según lo recomendado por la Resolución 466/2012 del Consejo Nacional de Salud. Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de UNIPÊ (CAAE: 61876216.2.0000.5176).

Los sujetos fueron invitados y seleccionados de los criterios previamente determinados: (a) sin lesión previa del sistema musculoesquelético; (b) ninguna bebida alcohólica 48 horas antes de las pruebas; (c) no usar ninguna droga que comprometa la función neuromuscular; y (d) una noche de sueño regular con un promedio de 8 horas la noche anterior a la realización de las pruebas.

Procedimientos

Un protocolo previamente publicado (18,21) se adaptó para medir el índice de fatiga y el índice de recuperación muscular. La adaptación realizada prolongó el tiempo de contracción isométrica (60 segundos al 80% de la Contracción Isométrica Voluntaria Máxima - CIVM), que involucró a los músculos dominantes de las piernas [es decir, bíceps femoral (BF) y recto femoral (RF)] que participan en el aterrizaje del salto de lanzamiento. Cada sujeto visitó la Escola de Treinamento Resistido en tres momentos diferentes: (a) primer día, familiarización con el entorno, aclaración sobre el proyecto y recolección de la firma del formulario de consentimiento informado; (b) segundo día, medición de la CIVM de los músculos de la extremidad inferior (BF y RF) con al menos un intervalo de descanso de 10 min entre las mediciones; y (c) tercer día, medición del índice de fatiga y el índice de recuperación muscular.

La prueba de fatiga se realizó instruyendo al sujeto para que mantuviera una contracción isométrica al 80% de la CIVM durante 60 segundos, mientras que la retroalimentación visual de la fuerza realizada se controló a través de una celda de carga. Después de un período de descanso de 1 minuto, cada sujeto recibió instrucciones de realizar una contracción isométrica, nuevamente al 80% de la CIVM durante 10 segundos para evaluar el índice de recuperación muscular. Para la evaluación del BF, el sujeto se colocó en la posición de decúbito ventral con una flexión de rodilla a 80° y se sentó en una camilla flexora. Para el músculo RF, el sujeto se colocó sentado en una silla flexora manteniendo la flexión de rodilla a 60°.

lo cual es consistente con la bibliografía (15) que un ángulo de 60° es donde el cuádriceps recibe la mayor activación. Por el contrario, la angulación con mayor activación del músculo BF está a 80° (15). Estos ángulos proporcionan los parámetros más reproducibles de la EMGS (10). Para capturar la CIVM, cada sujeto realizó tres contracciones sostenidas bajo un fuerte comando verbal durante 5 segundos cada una con un intervalo de descanso de 60 segundos entre cada contracción. La CIVM fue la mayor de las pruebas. Se adoptó el protocolo de posicionamiento de electrodos recomendado por SENIAM para capturar la electromiografía de los músculos BF y RF.

Las mediciones de angulación se realizaron usando un goniómetro CARCI5® SH5205. La señal de la fuerza se midió utilizando una celda de carga BTS200PrimaxBalanças® con una capacidad de hasta 200 kgf sujeta a una cadena, que a su vez se fijó a tornillos colocados en la pared de ETRES - UNIPÊ. Se utilizó un polígrafo digital MiotecSuite® con 8 canales de entrada, conversión A/D de 16 bits y una frecuencia de muestreo de 3000 muestras·seg-1 para capturar la señal electromiográfica. Durante la grabación de los datos electromiográficos, se usó un filtro paso alto de 20 Hz y un filtro paso bajo de 500 Hz. Los datos se amplificaron con una relación de rechazo al modo común de 126 db.

La señal EMGS capturada se evaluó a través de la Transformada Rápida de Fourier (TRF), y a partir de la cual se obtuvieron los valores de fmed. Para la prueba de fatiga, se analizaron los primeros 3 segundos y los últimos 3 segundos del período total de 60 segundos de contracción, dado que representaban la frecuencia mediana inicial (fmedi) y la frecuencia mediana final (fmedf), respectivamente. Para la prueba de recuperación, se evaluó la media del período total de 10 segundos, que se denominó frecuencia de recuperación mediana (fmedr). Después de analizar los valores fmed, éstos se usaron para calcular el índice de recuperación muscular usando la siguiente ecuación (19,21):

$$IRM = \left(\frac{f_{medr} - f_{medf}}{f_{medi} - f_{medf}} \right) \times 100$$

Los electrodos Ag/AgCl (Skintact®) dispuestos a 20 mm de centro a centro se colocaron en la dirección de las fibras musculares. El electrodo de referencia se colocó en la rótula opuesta a la extremidad dominante para cada músculo analizado. La tricotomía y la higiene de la piel se realizaron con una gasa empapada con alcohol al 70% antes de la colocación del electrodo.

Análisis Estadísticos

La muestra se probó para determinar la normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Los datos de caída de la fmed durante la prueba de fatiga se analizaron cuando había significancia para el *t*-test pareado. La importancia de evaluar las diferencias entre los promedios de la caída de la fmed y el porcentaje de recuperación se determinó utilizando el *t*-test no pareado. Se utilizó un nivel de significancia de $P < 0,05$ para todos los análisis estadísticos. Los datos se analizaron utilizando el Paquete Estadístico para Ciencias Sociales (SPSS) versión 17.0, cuyos resultados se expresaron como media \pm desviación estándar.

RESULTADOS

La Tabla 1 presenta la media \pm desviación estándar para la edad, la masa corporal, la altura y la fuerza de los sujetos que participaron en este estudio.

Tabla 1. Datos Antropométricos y de Fuerza de 20 Sujetos (10 Ghan y 10 Gcon).

	Edad (años)		Altura (cm)		Peso (kg)		Fuerza - CIVM (kgf)			
	G _{han}	G _{con}	G _{han}	G _{con}	G _{han}	G _{con}	G _{han}		G _{con}	
							Ext	Fle	Ext	Fle
Media	22,75	23,55	173,77	175,62	78,00	73,17	20,34	10,42	17,43	11,37
± DE	2,31	2,78	3,38	6,92	10,25	7,85	7,23	2,49	5,84	3,46

Ghan = Grupo de Atletas de Handball; **Gcon** = Grupo de Sujetos de Control; **CIVM** = Contracción Isométrica Voluntaria Máxima; **Ext** = Extensión de Rodilla a 60°; **Fle** = Flexión de Rodilla a 80°

La Figura 1 (Paneles A y B) muestra los valores de f_{med} de EMGS durante los 3 segundos iniciales (f_{medi}) y los 3 segundos finales (f_{medf}) del período total de 60 segundos al 80% de la CIVM para ambos RF (Panel A) y BF (Panel B). La disminución en los valores de la f_{med} fue significativa en ambos grupos (Ghan y Gcon) en comparación con f_{med} y f_{medf} , mostrando que el tiempo y la intensidad de la contracción que se usaron fueron efectivos para promover la alteración del estimador electromiográfico para la fatiga (RF: Ghan 115,20 ± 13,80Hz versus 79,76 ± 16,54Hz, P=0,0001, y Gcon 120,66 ± 11,29Hz versus 83,44 ± 13,70Hz, P=0,0005; BF: Ghan 122,14 ± 26,26Hz versus 81,44 ± 12,27Hz, P=0,0001, y Gcon 123,50 ± 25,45 Hz versus 87,01 ± 16,33 Hz, P=0,0081).

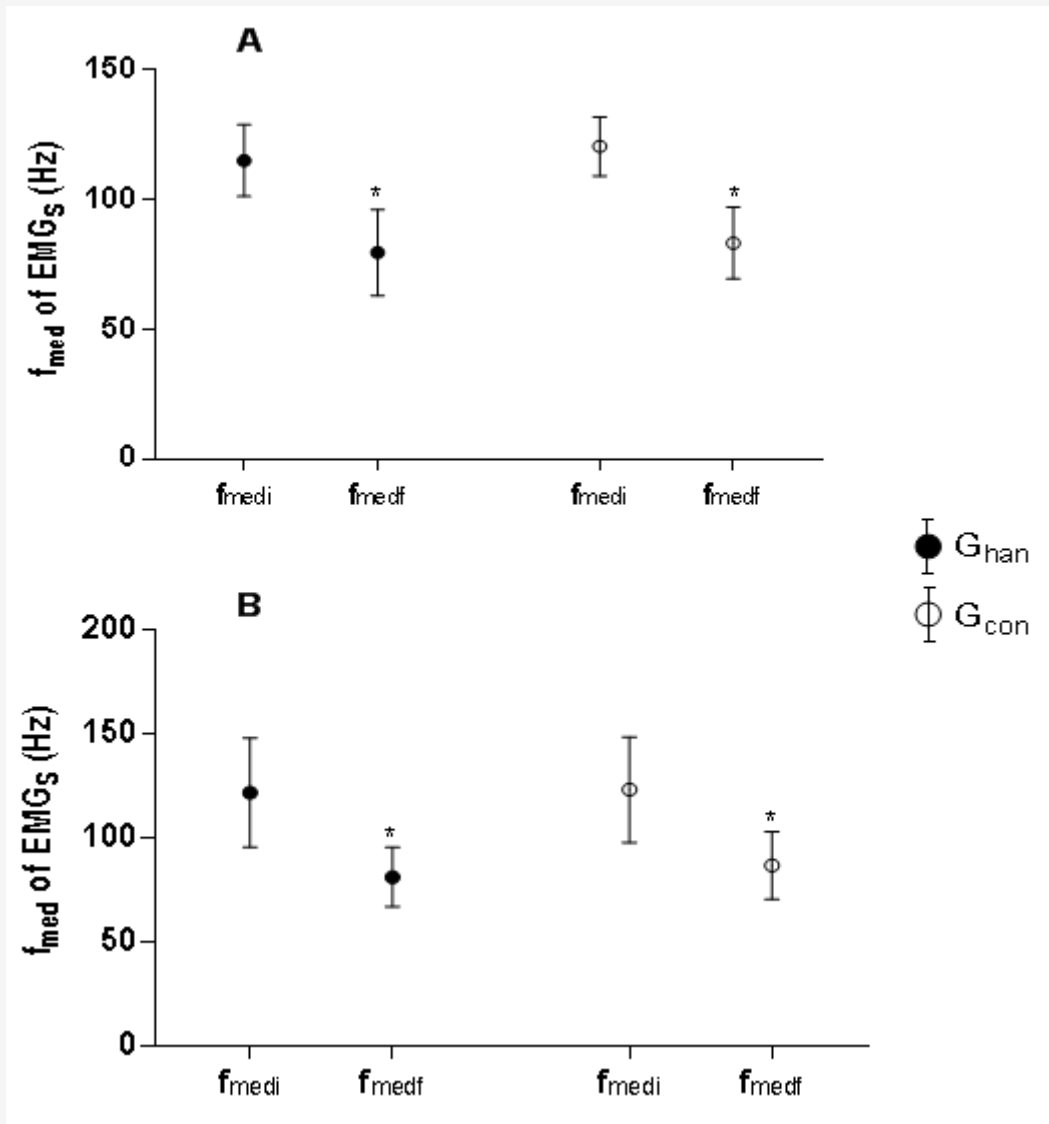


Figura 1. Comportamiento de f_{med} sobre el Período Total de 60 seg para el 80% de la CIVM del Músculo Recto Femoral (Panel A) y del Biceps Femoral (Panel B). Ghan = atletas de handball; Gcon = Grupo de control. *Diferencia significativa ($P < 0,05$) con respecto al

Para cada grupo muscular para Ghan y Gcon, los porcentajes de la magnitud de caída de la f_{med} se compararon durante el período de 60 segundos al 80% de la CIVM. El análisis estadístico no mostró diferencias en el porcentaje de caída de f_{med} . En otras palabras, tanto el RF ($-30,86 \pm 10,75\%$ versus $-30,35 \pm 12,57\%$, Figura 2, Panel A) como el BF ($-31,91 \pm 10,55\%$ versus $-28,22 \pm 12,83\%$, Figura 2, Panel B) de Ghan y Gcon mostraron la misma tasa de cambio de la f_{med} .

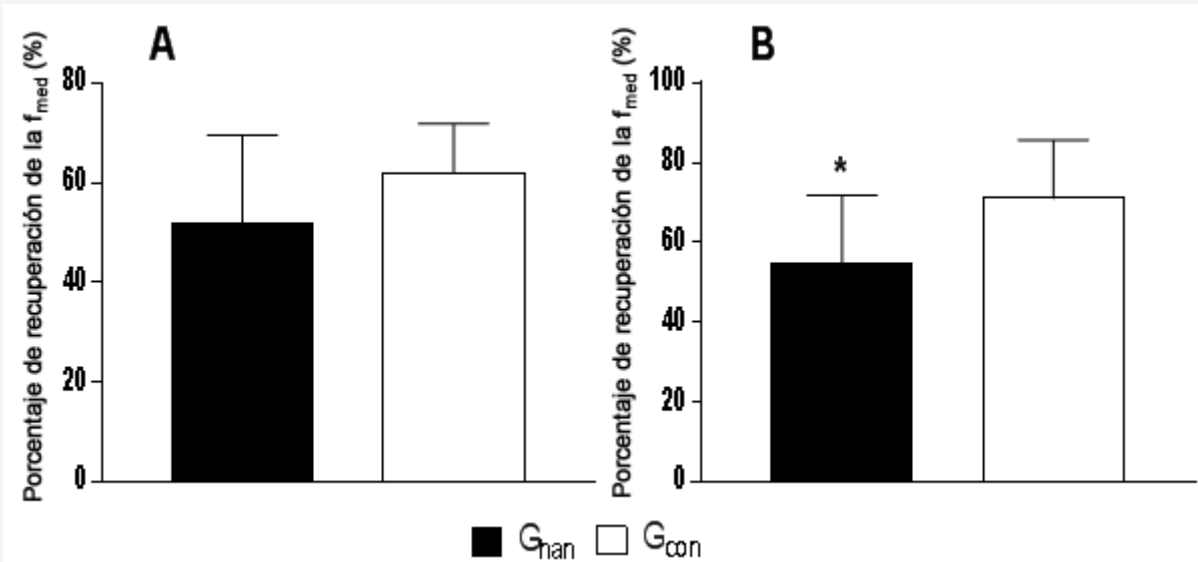


Figura 2. Porcentaje de Magnitud de Caída de la f_{med} Medida en los 3 segundos Iniciales y los 3 segundos Finales del Período Total de 60 segundos para el 80% de la CIVM del Músculo Recto Femoral (Panel A) y del Bíceps Femoral (Panel B). Ghan = Atletas de Handball; Gcon = Grupo de Control.

La Figura 3 muestra el porcentaje de recuperación de la f_{med} calculado 60 segundos después del protocolo de fatiga tanto para el RF como para el BF de Ghan y Gcon. No hubo diferencias estadísticas para los valores porcentuales de recuperación del RF ($51,95 \pm 17,57\%$ versus $62,04 \pm 9,77\%$, Ghan versus Gcon). Por el contrario, el análisis estadístico mostró una diferencia significativa para los porcentajes de recuperación del BF con Ghan presentando un menor porcentaje de recuperación muscular ($54,64 \pm 17,24\%$ versus $71,11 \pm 14,61\%$, $P=0,0156$, Ghan versus Gcon).

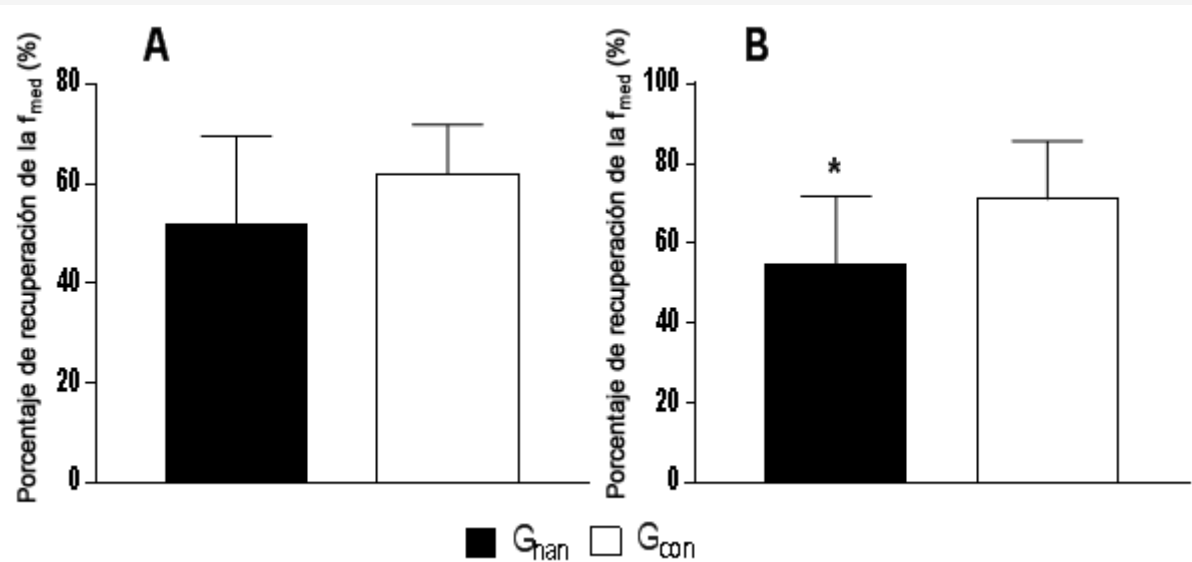


Figura 3. Porcentaje de Recuperación de la f_{med} Después de un Período de Descanso de 60 segundos Luego del Protocolo de Fatiga para el Músculo Recto Femoral (Panel A) y Bíceps femoral (Panel B). * $P < 0,05$ comparado con Gcon

DISCUSIÓN

El objetivo del presente estudio fue analizar los niveles de fatiga muscular localizada mediante la señal electromiográfica, así como utilizar la f_{med} para estimar la tasa de recuperación de los músculos recto femoral y bíceps femoral que utilizan constantemente los jugadores de handball. Esto se hizo comparando las respuestas de los jugadores de handball con las de los sujetos de control que no practicaban el deporte. El protocolo de contracción del 80% de la CIVM para producir la fatiga de los sujetos fue eficaz, reflejado en la caída significativa entre los valores de f_{med1} y f_{medf} en todos los grupos musculares analizados en el Ghan y en el Gcon. Estas disminuciones significativas en los valores de f_{med} durante el proceso de fatiga tienen una relación directa con la acumulación de iones de hidrógeno, metabolitos y cambios en las concentraciones de sodio y potasio, dado que estos factores bioquímicos son característicos de la fatiga muscular (13).

Cuando nos referimos al porcentaje de caída de la f_{med} , no hubo diferencias significativas para este parámetro en los músculos RF y BF, con el estimador de fatiga de la señal electromiográfica cambiando en la misma proporción tanto para los atletas como para los sujetos de control. Esta afirmación se corroboró al observar la disminución de los valores de la f_{med} en ambos grupos. Esta disminución en la f_{med} se encuentra en la bibliografía como una indicación de que el músculo está en un estado de fatiga (5). De acuerdo con la bibliografía, un individuo entrenado debe mostrar una caída más lenta en la f_{med} durante el ejercicio en comparación con un individuo no entrenado (21). De acuerdo con nuestros resultados, la práctica de handball amateur no promueve este retraso de caída en la f_{med} . Por lo tanto, con base en el estimador de fatiga electromiográfica podemos hipotetizar que la práctica de handball amateur no promueve una mejor resistencia a la fatiga en sus participantes.

Para reforzar nuestra observación de que los atletas de handball amateur no favorecen una mejor resistencia a la fatiga, señalamos que Reckling et al. (16) caracteriza al handball como un deporte con movimientos rápidos, numerosos saltos y abruptas desaceleraciones, con atletas frecuentemente sujetos a una sobrecarga de entrenamiento constante e intenso por la práctica de la modalidad deportiva misma (20). Por lo tanto, de acuerdo con la bibliografía (3), se puede inferir que la capacidad anaeróbica es de gran importancia para los atletas de handball, ya que gran parte del movimiento predominante de jugadores de handball implica esfuerzos muy intensos y de corta duración con la condición anaeróbica teniendo mayor importancia en la preparación física del jugador de handball.

Con respecto al porcentaje de recuperación medido después de 60 segundos de descanso que siguió a la fatiga inducida por la contracción isométrica al 80% de la CIVM, fue significativamente menor para el músculo BF en los jugadores en comparación con los sujetos de control. La fatiga muscular es el resultado de trastornos metabólicos post-ejercicio, en los que la recuperación depende de la restauración de las reservas de glucógeno muscular y de otras variables relacionadas con la homeostasis, que generalmente ocurren dentro de las 24 horas posteriores al ejercicio (24). Sin embargo, en las

revisiones de la bibliografía que abarcan EMGS, este período de tiempo depende del ejercicio, y puede ser de minutos, horas e incluso días, aunque no hay un acuerdo completo sobre este punto (11). De acuerdo con De Luca (12), la capacidad del músculo para presentar un valor de fmed cerca de valor de reposo después de una prueba de fatiga puede entenderse básicamente como un mejor índice de recuperación muscular.

La fatiga está directamente relacionada con una disminución en la capacidad de contracción y en la generación de fuerza, que puede estar asociada con el comportamiento de los patrones de impulso nervioso enviados al músculo y los eventos fisiológicos y bioquímicos de los músculos en uso. Por lo tanto, cuando uno de estos eventos está desequilibrado, la recuperación muscular no ocurre de manera satisfactoria (7). Claramente, la dinámica involucrada en el área de recuperación muscular es un elemento muy importante en el entrenamiento. Es necesario dar la misma importancia tanto al entrenamiento como a la recuperación, porque no prestar atención al tiempo necesario para reparar los sustratos utilizados durante el ejercicio evita que el cuerpo regrese a su estado de homeostasis, lo que disminuye su rendimiento muscular y aumenta el riesgo de lesiones (6).

Los tipos de fibras musculares que se usan durante un ejercicio físico específico pueden estar asociados con el inicio de la fatiga. Las fibras musculares pueden clasificarse en dos tipos: (a) fibras rojas; y (b) fibras blancas (23). Las fibras rojas se conocen como fibras de tipo I y se caracterizan por un mayor uso de la vía aeróbica, más mitocondrias y una contracción más lenta, lo que permite que el músculo se utilice para mantener el trabajo de resistencia. Por otro lado, las fibras blancas se conocen como fibras tipo II. Se caracterizan por el predominio de la vía anaeróbica, un número menor de mitocondrias y una mayor tasa de contracción. Las fibras de Tipo II se reclutan más cuando el individuo realiza actividades de corta duración y de alta intensidad que son características de los movimientos en el handball.

Contessa et al. (2) indican que el músculo RF tiene un predominio de fibras musculares tipo II con una neurona motora grande que inerva un mayor número de fibras musculares, pero con baja resistencia a la fatiga. Por otro lado, de acuerdo con Onishiet et al. (14), las fibras de tipo I se encuentran predominantemente en el músculo BF, lo que permite que el músculo BF tenga una mayor capacidad para realizar contracciones musculares más sostenidas o repetidas que requieren una tensión relativamente menor. Es interesante que las observaciones de Contessa et al. (2) y Onishiet et al. (14) no están en línea con nuestros resultados, ya que ambos músculos presentaron el mismo porcentaje de caída de la fmed para los sujetos de control cuando se los sometió al protocolo de fatiga. Además, cuando se evaluó el índice de recuperación muscular, el músculo RF presentó el mismo porcentaje de recuperación que se encontró en los sujetos de control, que fue diferente del observado en el músculo BF el cual presentó un porcentaje de recuperación significativamente menor.

Nuestros resultados indican que las características anaeróbicas en la población de atletas amateur de handball son más evidentes en el músculo BF que en el músculo RF. Enfatizamos que el intenso esfuerzo físico asociado con una recuperación muscular insatisfactoria hace que los músculos usados sean más susceptibles a las lesiones (8). Además, llamamos la atención sobre la importancia de desarrollar el proceso aeróbico que debe tenerse en cuenta al entrenar jugadores de handball. Esto es importante ya que esta población puede mantener las características de la intensidad del esfuerzo a lo largo del juego con una eficacia probablemente más alta en la eliminación de ácido láctico y, en consecuencia, una disminución en el estado de fatiga y un aumento en los patrones de recuperación muscular.

Limitaciones en Este Estudio

El presente estudio está limitado de la siguiente manera: (a) el tamaño pequeño de la muestra dificulta la generalización de los resultados a toda la población; (b) los investigadores no analizaron la proporción real de los tipos de fibras musculares en los atletas; y (c) la evaluación se realizó en un período de desentrenamiento.

CONCLUSIÓN

Por lo tanto, con base en el análisis de los patrones de comportamiento de la fmed de EMGS, los resultados del presente estudio permiten inferir que los atletas de handball amateur no tienen ninguna ventaja en la resistencia a la fatiga del muslo (con respecto a los músculos RF y BF) en comparación con los sujetos de control de la misma edad y no practicantes del deporte. Además, este estudio encontró que el músculo BF tenía un menor porcentaje de recuperación muscular en comparación con los sujetos de control. Partimos de la premisa de que un músculo que no tiene ventaja en su resistencia a la fatiga y tiene una desventaja en su perfil de recuperación es más favorable a la aparición de lesiones durante la práctica intensa de la modalidad deportiva.

AGRADECIMIENTOS

Todos los autores agradecen al Centro Universitario de João Pessoa (UNIPÊ) por poner a disposición la infraestructura para realizar el presente estudio. Además, agradecemos a los sujetos por su participación en este estudio.

Dirección de correo: Luís Paulo Nogueira Cabral Borges (L.P.N.C Borges). Centro Universitário de João Pessoa, Curso de Educação Física. Rodovia BR-230, Km 22, s/n, Água Fria, CEP: 58053-000. João Pessoa, Paraíba, Brazil. Contato: + 55 (83) 9 9814-0500. Email: brunobarbosacg@gmail.com

REFERENCIAS

1. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech.* 2009;24(4):327-340.
2. Contessa P, Adam A, De Luca CJ. (2009). Motor unit control and force fluctuation during fatigue. *J Appl Physiol.* 2009;107(1):235-243.
3. Delamarche P, Gratas A, Beillot J, Dassonville J, Rochcongar P, Lessard Y. (1987). Extent of lactic anaerobic metabolism in handballers. *Int J Sports Med.* 1987;8(1):55-59.
4. Derrick TR. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):832-837.
5. Farina D, Merletti R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):337-349.
6. Foster C. (1998). Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(7):1164-1168.
7. Gonçalves M. (2006). Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. *Rev Bras Educ física e esporte.* 2006;20:91-93.
8. Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T. (1999). Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;80(1):9-15.
9. Langevoort G, Myklebust G, Dvorak J, Junge A. (2007). Handball injuries during major international tournaments. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(4):400-407.
10. Lindeman E, Spaans F, Reulen JP, Leffers P, Drukker J. (1999). Surface EMG of proximal leg muscles in neuromuscular patients and in healthy controls. *Relations to force and fatigue.* *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9(5):299-307.
11. Linnamo V, Bottas R, Komi P V. (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):293-300.
12. De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-163.
13. Moritani T, Kimura T, Hamada T, Nagai N. (2005). Electrophysiology and kinesiology for health and disease. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(3):240-255.
14. Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. (2002). EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12(5):399-406.
15. Pincivero DM, Lephart SM, Karunakara RG. (1997). Effects of rest interval on isokinetic strength and functional performance after short-term high intensity training. *Br J Sports Med.* 1997;31(3):229-234.
16. Reckling C, Zantop T, Petersen W. (2003). Epidemiology of injuries in juvenile handball players. *Sportverletz Sportschaden.* 2003;17(3):112-117.
17. Rogers DR, Macisaac DT. (2010). Training a multivariable myoelectric mapping function to estimate fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(5):953-960.
18. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine.* 1989;14(9):992-1001.
19. Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler L, Emley MS, Crenshaw RL, Lyons JP. (1990). Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(4):463-469.
20. Sanches FG, Borin SH. (2008). Lesões mais comuns no handebol. *Anuário da Produção Acadêmica Docente.* 2008;II:233-239.
21. Santos MCA, Semeghini TA, Azevedo FM de, et al. (2008). Análise da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários através de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico. *Rev Bras Med do Esporte.* 2008;14(6):509-512.
22. Santos SG dos, Piuccio T, Reis DC dos. (2007). Factors affecting injuries to amateur volleyball players volleyball athletes. *Rev Bras Cineantropometria e Desempenho Hum.* 2007; 9(2):189-195.
23. Schiaffino S, Reggiani C. (2011). Fiber types in mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev.* 2011;91(4):1447-1531.
24. Da Silva LPO, De Oliveira MFM, Caputo F. (2013). Métodos de recuperação pós-exercício. *Rev da Educ física UEM.* 2013;24(3):489-508.
25. Vargas RP, Santi H de, Duarte M, Júnior AT da C. (2010). Características antropométricas, fisiológicas e qualidades físicas básicas de atletas de handebol feminino. *Rev Bras prescrição e Fisiol do Exerc.* 2010;4(22):352-362.

Cita Original

Magalhães PMN, Silva CAN, Silva AKV, Sousa SP, Melo ALM, Barbosa BT, Leite Filho MAA, Barbosa EL, Montenegro RC, Borges LPNC. Los Jugadores de Handball Amateur Presentan un Índice de Recuperación Muscular Tardío en Comparación con los No Deportistas. JEPonline 2018;21(2):19-29.