Revista de Educación Física, (Rev Edu Fís / J Physical Edu) 2022, 2(166)

Selected Papers from Impact

Análisis Electromiográfico de las Tres Subdivisiones del Glúteo Medio Durante Ejercicios con Soporte de Peso Corporal

Electromyographic Analysis of the Three Subdivisions of Gluteus Medius During Weight-Bearing Exercises

Kieran O'Sullivan, Sharon M. Smith y David Sainsbury

Physiotherapy Dept. University of Limerick, Ireland.

RESUMEN

Antecedentes: La disfunción del glúteo medio (GM) está asociada con numerosos desórdenes del musculo esquelético. Los ejercicios de rehabilitación destinados a fortalecer el GM parecen mejorar la cinemática de los miembros inferiores y reducir el dolor. Sin embargo, carecemos de evidencia, para identificar cual ejercicio activa mejor el GM. En particular, dado que el GM consiste en tres subdivisiones distintas, se desconoce si la activación del GM durante el ejercicio, es consistente en estas subdivisiones. El objetivo de este estudio fue determinar la activación de las subdivisiones anterior, media y posterior del GM durante los ejercicios con soporte de peso corporal. Métodos: En el estudio se aplicó un diseño de medidas repetidas en una sola sesión. La actividad de cada subdivisión del GM fue determinada, mediante electromiografía de superficie (sEMG), en 15 sujetos que no padecían dolores por medio de tres ejercicios de soporte de peso corporal; sentadillas contra la pared (WS), descenso de la pelvis (PD) y press de pared (WP). La actividad del músculo se expresó en relación a la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC). Las diferencias en la activación del músculo fueron determinadas por medio de un ANOVA de medidas repetidas de una vía y con el test post hoc de Bonferroni. Resultados: La activación de cada subdivisión del GM durante los ejercicios fue significativamente diferente (efecto de interacción; $p < 0{,}001$). Además se observaron efectos principales significativos para la subdivisión del músculo ($p < 0{,}001$) y para el ejercicio ($p < 0{,}001$). Los ejercicios eran progresivamente más exigentes desde WS a PD a WP. Los ejercicios produjeron una activación significativamente mayor en las subdivisiones media y posterior que en la subdivisión anterior, y el ejercicio WP aumentó significativamente la activación de la subdivisión posterior (todos los valores de $p < 0{,}05$). Discusión: El GM posterior presentó la activación más alta en los tres ejercicios en comparación con las subdivisiones anterior y media del GM. El ejercicio WP produjo la mayor activación % MVIC en todas las subdivisiones del GM, y esto fue mas pronunciado en la subdivisión posterior del GM. Los médicos pueden usar estos resultados para prescribir efectivamente los ejercicios de fortalecimiento del GM en la rehabilitación de lesiones de los miembros inferiores.

Palabras Clave: glúteos, EMG, ejercicios, peso corporal

ABSTRACT

Background: Gluteus medius (GM) dysfunction is associated with many musculoskeletal disorders. Rehabilitation exercises aimed at strengthening GM appear to improve lower limb kinematics and reduce pain. However, there is a lack of evidence to identify which exercises best activate GM. In particular, as GM consists of three distinct subdivisions, it is unclear if GM activation is consistent across these subdivisions during exercise. The aim of this study was to determine the activation of the anterior, middle and posterior subdivisions of GM during weight-bearing exercises.
Methods: A single session, repeated-measures design. The activity of each GM subdivision was measured in 15 pain-free subjects using surface electromyography (sEMG) during three weight-bearing exercises; wall squat (WS), pelvic drop (PD) and wall press (WP). Muscle activity was expressed relative to maximum voluntary isometric contraction (MVIC). Differences in muscle activation were determined using one-way repeated measures ANOVA with post-hoc Bonferroni analysis.
Results: The activation of each GM subdivision during the exercises was significantly different (interaction effect; $p < 0.001$). There were also significant main effects for muscle subdivision ($p < 0.001$) and for exercise ($p < 0.001$). The exercises were progressively more demanding from WS to PD to WP. The exercises caused significantly greater activation of the middle and posterior subdivisions than the anterior subdivision, with the WP significantly increasing the activation of the posterior subdivision (all $p < 0.05$).
Discussion: Posterior GM displayed higher activation across all three exercises than both anterior and middle GM. The WP produced the highest %MVIC activation for all GM subdivisions, and this was most pronounced for posterior GM. Clinicians may use these results to effectively progress strengthening exercises for GM in the rehabilitation of lower extremity injuries

Keywords: glutes, EMG, exercices, body mass

INTRODUCCION

El papel principal del glúteo medio (GM) es estabilizar la pelvis y controlar el movimiento del fémur durante el movimiento dinámico de las extremidades inferiores [1-3]. Clínicamente, las afecciones en el GM han sido implicadas en numerosos desórdenes musculo esqueléticos que incluyen dolor en la zona baja de la espalda, síndrome de dolor patelofemoral y otras numerosas lesiones de los miembros inferiores [1,4-6]. El abordaje de las disfunciones de los músculos de la cadera tales como el GM, puede mejorar la cinemática de los miembros inferiores significativamente, ayudar en la prevención de lesiones, mejorar el rendimiento deportivo y como consecuencia reducir el dolor [2,5-10].

El glúteo medio está ligado a toda la longitud de la cresta iliaca, al ilium externo entre las líneas posterior y anterior del glúteo, la fascia glútea, el borde posterior del tensor de la fascia lata (TFL) y el ITB subyacente [11,12]. Es un músculo segmentado de la cadera que consiste en tres porciones distintas; anterior, media y posterior [13,14], y forma un amplio tendón unido que envuelve y se inserta en el trocánter mayor del fémur [15-17]. Las porciones más verticales anteriores y medias del glúteo medio estarían mejor posicionadas para abducir la cadera que la porción posterior más horizontal [1,9,15,17-20]. Además hay controversia con respecto a si el glúteo medio se activa principalmente durante la rotación medial [1] o la rotación lateral [21]. Irleland et al. [21] observaron una debilidad significativa en la abducción de la cadera y la rotación lateral de mujeres con dolor patelofemoral en comparación con un grupo control similar. Esta debilidad de rotación lateral fue atribuida a una disfunción en el glúteo medio. Por el contrario, Earl [1] observó una mayor activación del glúteo medio al combinar una tarea de abducción y de rotación medial. La orientación y los patrones de inserción de las porciones anteriores y posteriores reflejarían sus acciones propuestas respectivamente como músculos rotatorios mediales y laterales, en concordancia con los resultados de estudios con electromiografía (EMG) [1,17,21].

Podría no ser adecuado extrapolar la activación de una subdivisión de GM al músculo como un todo [1,21], debido a las subdivisiones funcionales dentro de cada músculo. Algunos médicos toman al GM como un músculo homogéneo y prescriben ejercicios de rehabilitación comunes que se supone que tienen un efecto de fortalecimiento en todo el GM [5,20]. Estudios previos han analizado la actividad del músculo GM principalmente como un músculo relativamente homogéneo durante una variedad de ejercicios de rehabilitación [9,20,22,23]. Típicamente estos estudios sólo usan un electrodo para evaluar el efecto de estos ejercicios en el GM como si fuera un gran musculo. Por otra parte, en la actualidad no hay ninguna bibliografía que recomiende ejercicios de fortalecimiento eficaces para cada subdivisión individual del GM. Esto es preocupante ya que un estudio previo que examinó los niveles de actividad muscular de las tres subdivisiones de GM durante tareas funcionales [13] demostró que existían diferencias significativas entre la amplitud y la

duración de la activación de cada subdivisión. Otro estudio reciente [24] también observó diferencias significativas en la activación de las tres subdivisiones del GM, aunque durante la realización de movimientos de cadera isométricos no funcionales sin soporte de peso corporal. Por lo tanto se necesitan investigaciones detalladas para explorar el grado de actividad muscular en cada subdivisión durante una variedad de ejercicios de fortalecimiento que se utilizan en medicina. Para los médicos es de gran interés tener una mayor delimitación sobre cuales ejercicios reclutan mejor cada subdivisión del GM, porque esto puede ayudarlos a desarrollar prescripciones de ejercicio y tratamientos más eficaces [20,22,23].

Se ha observado que los ejercicios de fortalecimiento con soporte de peso corporal provocan una actividad del GM significativamente más alta en comparación con los ejercicios sin soporte de peso [13,20,25]. Esto podría estar vinculado con la necesidad de un mayor control muscular debido a mayores fuerzas de torque externas en el fémur y la pelvis. Tres ejercicios unilaterales comunes, con soporte de peso corporal usados en la práctica clínica son sentadillas contra la pared (WS), descenso de la pelvis (PD) y press de pared (WP), y posiblemente simulan tareas funcionales que pueden ser dolorosas o difíciles. El WP que combina un plano de carga frontal y transversal, se considera que va dirigido particularmente al GM posterior, que normalmente está implicado en las lesiones de los miembros inferiores [26]. Sin embargo esto no ha sido investigado en los estudios previos.

Por consiguiente, el propósito de este estudio fue investigar el grado de actividad muscular en las subdivisiones anterior, media y posterior del GM durante estos tres ejercicios comunes; WS, PD y WP. Este estudio también buscó identificar cual ejercicio provocaba la mayor actividad muscular. Planteamos la hipótesis que el ejercicio WP produciría el mayor nivel de activación, particularmente en la subdivisión posterior debido a su rol propuesto en la rotación externa de la cadera.

METODOS

Este estudio fue aceptado por el comité de ética de investigación de la universidad local.

Participantes

Quince sujetos saludables (7 varones, 8 mujeres) fueron reclutados dentro del campus universitario. Antes de comenzar las pruebas, se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos los participantes. Los sujetos conocían su derecho para retirarse del estudio cuando quisieran. Al igual que en estudios anteriores que evaluaron la actividad del GM, los sujetos podían participar en el estudio si tenían entre 18 y 30 años y no habían sufrido ninguna lesión en la espalda o en los miembros inferiores en los últimos 6 meses, [1,9,20]. Además antes de realizar los ejercicios se realizó una evaluación de los sujetos por medio del Cuestionario Modificado de Aptitud Física [27]. Los participantes presentaron valores medios (±SD) de edad = 22 (±4) años, talla= 170 (±12) cm, masa corporal =68 (±12) kg e índice de masa corporal =23 (±3) kg/m2.

Procedimientos

Los participantes asistieron a una sesión de evaluación de una hora en el laboratorio de investigación de la universidad. Inicialmente realizaron una entrada en calor aeróbica de 5 minutos a un ritmo auto seleccionado en una cinta rodante y además estiramientos ligeros de las extremidades inferiores para minimizar el riesgo de dolor y fatiga muscular [28].

Electromiografía

Se evaluó la pierna derecha de cada participante. Después de la entrada en calor, se preparó la piel para la colocación del electrodo pasándole un papel de lija suave, afeitando el pelo y limpiándola con una solución de alcohol isopropilo para reducir la impedancia superficial, siguiendo lo establecido en las recomendaciones [29,30]. Se utilizó un Sistema de Movimiento de EMG multicanal (Motion Lab Systems MA-300 multi-channel EMG)(Motion Lab Systems EE.UU., Inc., Colorete del Bastón, Louisiana) para recolectar los datos de EMG mediante electrodos redondos bipolares y pre amplificados con un tamaño de 144 mm2 y una distancia inter electrodo fija de 18 mm. La tasa de muestreo se fijó en 1250 Hz por canal, con un ancho de banda de 5-500 Hz, y un ajuste de ganancia de 2000. El índice de rechazo del modo común fue >100 dB en 60 Hz.
Las pautas de SENIAM [30] describen sólo una posición de electrodo para el GM. Por consiguiente, la posición de colocación del electrodo para cada subdivisión de GM se modificó sobre la base de los estudios de EMG anteriores [1,3], estudios de disección anatómica [15,17,31] e ilustraciones de libros de textos [11,32]. El electrodo del GM anterior se colocó al 50% de la distancia entre la espina iliaca superior anterior (ASIS) y el trocánter mayor. El electrodo de la subdivisión media de GM se colocó en el 50% de la distancia entre el trocánter mayor y la cresta iliaca, de modo similar a lo establecido en investigaciones anteriores [1,3]. El electrodo de la subdivisión posterior del GM se colocó a 33% de la

distancia entre el ilium posterior y el trocánter mayor (Figura 1). La marca de referencia del ilium posterior utilizada se situó a 20% de la distancia entre la cresta iliaca y el espacio entre las vértebras lumbares L4-L5. La ubicación correcta de los electrodos fue confirmada de manera visual examinando la salida del trazado EMG aplicando resistencia manual a la abducción de la cadera [11]. Antes de que se realizaran los ejercicios se verificó el correcto contacto de los electrodos [33]. Un pequeño estudio de disección anatómica y un estudio piloto preliminar con ultrasonido en tiempo real confirmaron que el GM era el músculo que se encontraba inmediatamente por debajo de estas ubicaciones de electrodos y no otros músculos superficiales como el glúteo máximo hacia posterior o el tensor de la fascia lata hacia delante. Estas localizaciones de los electrodos en las subdivisiones del GM también coinciden con las utilizadas en un trabajo de investigación reciente que examinó la activación de subdivisiones del GM durante contracciones isométricas de la cadera [24].

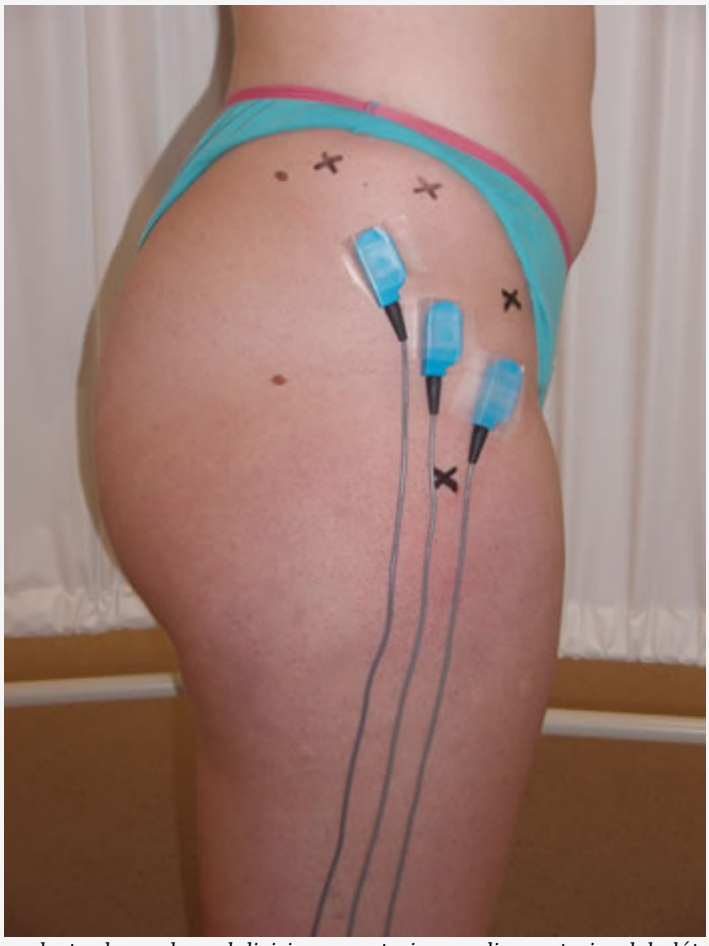

Figura 1. *Posicionamiento de los electrodos en las subdivisiones posterior, media y anterior del glúteo medio. X marca los puntos de referencia para localizar los electrodos; ASIS, cresta iliaca, trocánter mayor e ilium posterior. El punto utilizado como referencia para el ilium posterior fue situado a 20% de la distancia entre la cresta iliaca y el espacio entre L4-L5.*

Los puntos de referencia anatómicos fueron marcados usando un marcador hipo alergénico en la piel de los sujetos y fueron confirmados por un segundo verificador para mejorar la confiabilidad. Un electrodo de referencia fue colocado en el proceso estiloides ulnar [29]. En cada subdivisión del músculo (anterior, medio y posterior) se colocó un electrodo, y el mismo fue orientado en forma paralela a la dirección de la fibra muscular de la subdivisión del músculo individual [29,34].

Los datos de EMG fueron normalizados con respecto a la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC), dado que éste es el método más fiable para determinar las diferencias en la activación muscular durante los ejercicios de abducción de cadera en sujetos asintomáticos [35]. Muchos estudios previos han usado la abducción, simplemente como una acción conveniente para determinar la MVIC [20,23]. Sin embargo, dado que el GM participa tanto en la rotación como en la abducción [1], decidimos además evaluar la actividad EMG durante las rotaciones isométricas máximas internas y externas y utilizar la mayor lectura de EMG de los tres movimientos de la cadera para calcular la MVIC. Esto es similar al uso estándar de ejercicios múltiples para normalizar la activación de los músculos del tronco en otros estudios [36].

La evaluación de MVIC fue realizada con un Dinamómetro Isocinético Biodex, el cual se ha demostrado que brinda mediciones confiables y válidas de torque [37]. La abducción de la cadera se evaluó con los sujetos de pie con la cadera con una abducción de 30°. En las pruebas de abducción los sujetos mantuvieron el tronco erguido, con la cadera en flexión/extensión neutra y una posición de rotación interna/externa neutra y empujaron su pierna directamente hacia el costado. Las rotaciones internas y externas fueron evaluadas en posición de pronación con la cadera en rotación neutra y la rodilla flexionada a 90°. La almohadilla de resistencia del dinamómetro se colocó 2 centímetros por encima del polo superior de la rótula durante la abducción y 2 centímetros por encima del maléolo lateral en la rotación interna/externa. Antes de realizar las pruebas en cada posición, se realizaron tres contracciones submáximas y una contracción máxima con el fin de familiarizar a los sujetos y de asegurar un correcto desempeño [38]. Luego los sujetos realizaron tres MVIC cada una de cinco segundos de duración en cada dirección para permitir la normalización de los datos, de manera similar a las pruebas realizadas previamente [9,23]. Se proporcionó estímulo verbal a cada participante, debido a que el mismo podría afectar el rendimiento isocinético [39]. Los sujetos tuvieron un período de descanso de 30 segundos entre las pruebas de MVIC. Se grabó el valor de activación muscular más alto para cada subdivisión del GM en cualquier dirección de contracción de cadera, y posteriormente los datos obtenidos de cada ensayo de ejercicio subsiguiente de soporte de peso corporal se expresaron en forma de porcentaje de esta contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC).

Ejercicios con soporte de peso corporal

Se realizaron tres variaciones de ejercicios con soporte de peso unilaterales; WS, PD y WP. En cada ejercicio se registró la actividad EMG de la extremidad inferior de apoyo. En el WS los sujetos se colocaron de pie con la espalda contra la pared, con los talones a 30,48 centímetros de la pared y la pierna perpendicular al suelo [23]. Se les solicitó que realizaran una sentadilla contra la pared (WS) estática de una sola pierna con la pierna derecha durante cinco segundos. Se permitió que los participantes tocaran la pared ligeramente con sus manos para mantener el equilibrio (Figura 2).

Figura 2. *Participante realizando el ejercicio de sentadilla contra la pared (WS)*

En el ejercicio descenso de la pelvis (PD) los participantes podían tocar la pared ligeramente con una mano, para mantener su equilibrio en los casos en que fuera necesario [23]. Durante este ejercicio, para facilitar el movimiento, se les colocó una chaqueta de velcro liviana conectada con la mochila y los electrodos. Los sujetos estaban de pie con su extremidad inferior derecha sobre un (cajón) step de 15 centímetros. Mientras mantenían extendidas ambas rodillas, se les solicitó que bajaran el pie izquierdo hacia el suelo y luego regresaran el pie hacia el cajón (step) [20] (Figura 3). Los sujetos estiraron levemente su el dedo gordo hacia el suelo para asegurar estandarización y consistencia entre los sujetos y asegurar que durante el ejercicio se alcanzara una profundidad adecuada. Este ejercicio fue cronometrado, de modo que las fases de descenso y ascenso tuvieron una duración de dos segundos ambas.

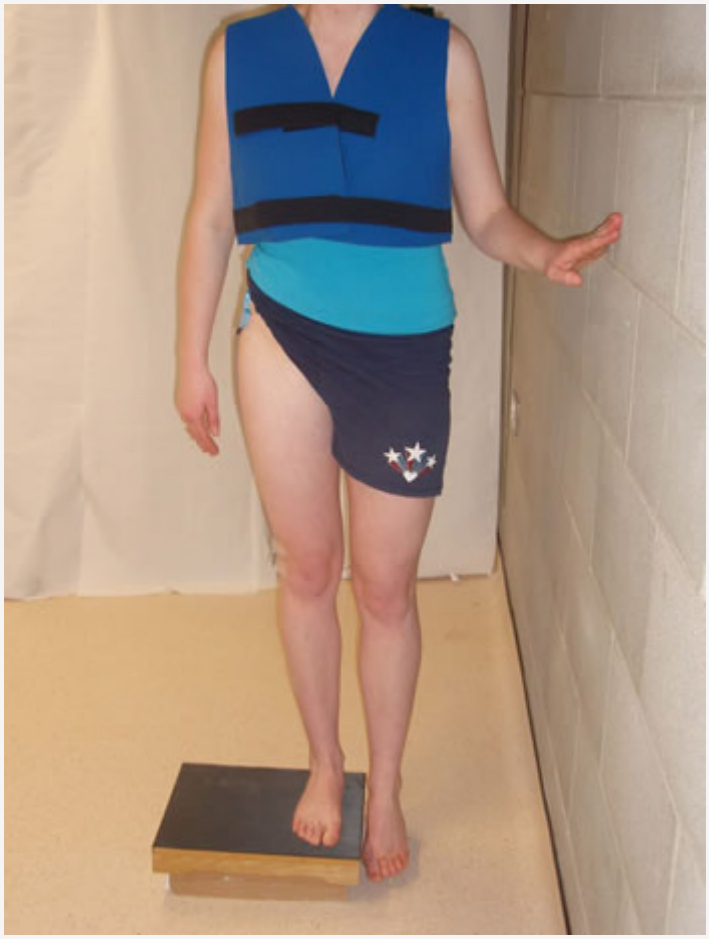

Figura 3. *Participante realizando el ejercicio de descenso de la pelvis (PD)*

Durante el ejercicio de press de pared (WP) los participantes también vistieron la chaqueta de velcro para facilitar el movimiento. Se les solicitó que permanecieran de pie al lado de una pared con la pierna derecha apartada de la misma. Luego se les solicitó que asumieran la posición de postura sobre una sola pierna flexionando la cadera izquierda a 60 grados y la rodilla izquierda a 90 grados, utilizando medidas goniométricas. El aspecto medio del pie derecho fue colocado a 20 centímetros de la pared (Figura 4). Se solicitó a los sujetos que mantuvieran esta posición mientras empujaban simultáneamente al máximo la rodilla, pierna y tobillo izquierdos contra la pared. No se les solicitó específicamente que contrajeran los músculos de la cadera derecha. Los participantes mantuvieron el tronco con una alineación vertical y el nivel de la pelvis a lo largo del ejercicio [5]. Los sujetos mantuvieron esta contracción isométrica durante cinco segundos durante cada ensayo. Antes de realizar las pruebas los participantes realizaron tres ensayos de práctica de cada ejercicio para familiarizarse y para que se corrigiera cualquier error de desempeño del sujeto entre los que se incluían la rotación o inclinación de la pelvis. Los sujetos realizaron tres repeticiones de cada ejercicio, con un período de descanso de 30

segundos entre los ensayos y un período de descanso de 1 minuto entre los ejercicios para reducir la posibilidad de fatiga [9]. El orden de los ejercicios fue establecido al azar. Durante la recolección de los datos, se supervisaron las señales EMG en la pantalla de la computadora. Los datos EMG fueron analizados durante un período completo de cinco segundos para todas las contracciones MVIC, así como también para los ejercicios WS y WP. En el ejercicio PD, se analizaron cuatro segundos enteros sin diferenciación entre los componentes concéntricos y excéntricos, debido a que los pacientes normalmente completan ambos componentes juntos como parte de su programa de rehabilitación. Los datos de EMG fueron luego sometidos a una rectificación de onda completa y fueron procesados utilizando un algoritmo de raíz cuadrática media (RMS) durante 150 milisegundos [40]. Posteriormente se calculó la RMS de la amplitud media de para cada subdivisión durante los tres ensayos y el promedio se expresó en forma de porcentaje de MVIC [20].

Figura 4. *Participante realizando el ejercicio de press de pared (WP)*

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el software SPSS 15.0. Los datos tenían una distribución normal (Kolmogorov Smirnov, p> 0,05). Inicialmente se realizó un análisis de medidas repetidas ANOVA de una vía (con el tests post hoc de Bonferroni) para determinar si existía alguna diferencia significativa con respecto a: (1) actividad de la subdivisión, (2) condición de ejercicio y (3) interacción entre ejercicio y subdivisión. Si se obtenía una interacción significativa, se realizaban las comparaciones post hoc de a pares para evaluar las diferencias entre cada subdivisión del músculo y cada ejercicio, de manera similar a lo realizado en las investigaciones anteriores [23]. Todos los valores p de los tests estadísticos pareados se informaron después de realizar un ajuste (Bonferroni) para las comparaciones múltiples, para reducir el riesgo de cometer error de tipo 1. En todos los tests estadísticos se fijó un nivel de alfa de p <0,05.

RESULTADOS

Los 15 participantes completaron el protocolo de evaluación. Los valores de la RMS de la amplitud media de las tres subdivisiones del GM durante los tres ejercicios se presentan en la Figura 5. Se observó una interacción significativa entre

la subdivisión del músculo y el tipo de ejercicio (F1,28 = 6,25, p <0,001). Esto indica que la activación de las tres subdivisiones del GM fue significativamente diferente, dependiendo de cual ejercicio se realizara. Además se observó un efecto principal significativo para la subdivisión del músculo (F1,28 = 21,85, p <0,001) y para el ejercicio (F1,28 = 30,35, p <0,001), lo que indica que había diferencias significativas entre las subdivisiones del músculo y entre los ejercicios. La Tabla 1 presenta la activación de cada subdivisión del GM durante cada ejercicio, expresada en relación al % MVIC. Luego se utilizaron comparaciones pareadas post hoc para analizar las diferencias entre las subdivisiones del músculo y entre los ejercicios.

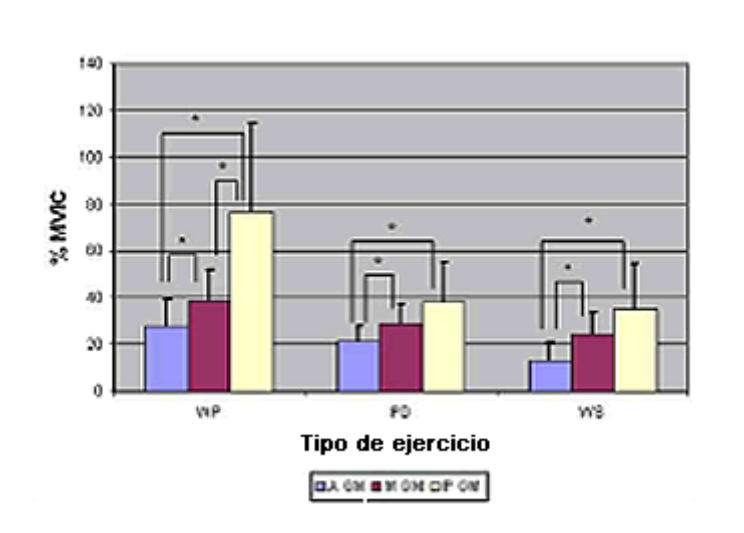

Figura 5. *Actividad muscular RMS media (±SD) para cada subdivisión del glúteo medio (anterior, media y posterior) durante los tres ejercicios con soporte de peso corporal (WP, PD, WS). La actividad muscular se expresa en forma de %MVIC.*

	WP	PD	WS
Anterior	27,64 (±11.14)	21,12 (±6,80)	13,30 (±7,50)
Medio	38,60 (±13,22)	28,45 (±8,49)	24,60 (±8,89)
Posterior	76,42 (±38,31)	38,17 (±16,76)	34,82 (±19,86)

Tabla 1. *RMS media de la actividad muscular (±SD) para cada subdivisión del glúteo medio (anterior, media y posterior) durante los tres ejercicios con soporte de peso corporal (WP, PD, WS). La actividad muscular se expresa en forma de %MVIC.*

En examinar las diferencias significativas entre las subdivisiones del músculo, la activación media del GM anterior varió de 13% a 28% MVIC. La subdivisión anterior fue significativamente más activa durante los ejercicios WP (p = 0,001) y PD (p = 0,023) que durante el ejercicio WS, mientras que no se observó ninguna diferencia significativa en la activación entre los ejercicios WP y PD (p = 0,079). En el GM medio, la activación media varió de 24% a 38% MVIC. La subdivisión media fue significativamente más activa durante el ejercicio WP que durante WS (p = 0,005) o PD (p = 0,027), sin embargo no se observó ninguna diferencia significativa en la activación entre los ejercicios PD y WS (p = 0,585). Finalmente, en el GM posterior, la activación media varió de 34% a 76% MVIC. La subdivisión posterior fue significativamente más activa durante el ejercicio WP que durante WS (p = 0,003) o PD (p = 0,004), pero no se observó ninguna diferencia significativa en la activación entre WS y PD (p = 1,0).

Cuando analizamos las diferencias significativas entre los ejercicios, el ejercicio WS produjo una activación significativamente mayor en las subdivisiones posterior (p = 0,01) y media (p <0,001) que en la subdivisión anterior, sin embargo no se observaron diferencia significativas entre las subdivisiones posteriores y media durante el ejercicio WS (p = 0,30). El ejercicio PD provocó una activación significativamente mayor en la subdivisión posterior (p = 0,004) y media (p = 0,020) que en la subdivisión anterior, sin embargo no se observó ninguna diferencia significativa entre las subdivisiones posterior y media durante el ejercicio PD (p = 0,052). El ejercicio WP produjo una activación significativamente mayor de la subdivisión posterior en comparación con las subdivisiones anterior (p = 0,001) y media (p = 0,003) y la subdivisión

media fue significativamente más activa que la subdivisión anterior durante el ejercicio WP (p = 0,021).

DISCUSION

Éste es el primer estudio realizado para evaluar la activación de las tres subdivisiones de GM durante los ejercicios con soporte de peso corporal. Los resultados revelan que los niveles de activación del GM variaron significativamente en cada una de las subdivisiones. En conjunto, los ejercicios produjeron una mayor activación de las subdivisiones media y posterior que de la subdivisión anterior, y el ejercicio WP aumentó particularmente la activación de la subdivisión posterior. En todas las subdivisiones musculares los ejercicios fueron progresivamente más exigentes de WS a PD a WP, siendo el ejercicio WP especialmente eficaz para el GM posterior. Por consiguiente, los resultados de este estudio apoyan adicionalmente la hipótesis [14,15] que hay diferentes subdivisiones funcionales dentro del GM. Estos resultados concuerdan con los resultados de Soderberg y Dostal [13] quiénes también encontraron variaciones significativas en la actividad EMG en cada subdivisión del GM utilizando electrodos con cables finos durante una variedad de tareas funcionales. Lamentablemente, es difícil comparar estos resultados con los de Soderberg y Dostal [13] porque ellos analizaron la cantidad de actividad sólo en términos cualitativos. De manera similar, los resultados son consistentes con los obtenidos por O'Dwyer et al [24] quienes observaron diferencias significativas entre las subdivisiones de GM durante contracciones isométricas de la cadera. Estos resultados también apoyan el argumento que el uso de un solo electrodo para evaluar la función de GM puede no ser adecuado, debido a las diferencias observadas en los niveles de activación muscular entre las subdivisiones del GM.

El ejercicio de WP generó las mayores amplitudes de EMG en las tres subdivisiones. Esto podría estar relacionado con el hecho que los sujetos durante el ejercicio de WP cargaban el peso completamente, mientras que en el ejercicio WS los sujetos se apoyaban contra la pared. Además, a diferencia de los ejercicios PD o WS, el ejercicio WP produce una fuerza rotatoria considerable a través de la cadera, debido a que la fuerza ejercida contra la pared tiende a provocar una rotación interna de la cadera, en la pierna que carga el peso. Esto se produce para aumentar la rotación externa de la cadera necesaria para mantener la postura de la pelvis y de la cadera. Estos resultados son consistentes con el aumento significativo en actividad del GM anterior observada por Earl [1] durante un ejercicio de soporte de peso corporal alternativo para el GM que requería una fuerza de rotación interna de la cadera para mantener la postura de la pelvis y de la cadera. A pesar de usarse en la práctica clínica, la efectividad del WP para activar el GM no habría sido evaluada previamente. Estos resultados sugieren que el ejercicio de WP es un ejercicio de fortalecimiento isométrico eficaz para GM y particularmente para el GM posterior.

La comparación directa con los estudios de investigación anteriores es difícil ya que muchos estudios solo utilizaron un electrodo superficial para el GM, aunque la mayoría habría utilizado una posición del electrodo similar a la posición media del GM utilizada en este estudio. Notablemente, los autores que analizaron previamente los ejercicios WS [23] y PD [20] informaron valores de % MVIC superiores para estos ejercicios en sus estudios. Los autores del presente estudio creen que esto está relacionado con diferencias en los protocolos utilizados en estos otros estudios y en este estudio. El protocolo de normalización más exigente para evaluar MVIC, que se aplicó en el estudio presente, en el cual se eligió el mayor valor de EMG obtenido en cualquier dirección de normalización, podría explicar en parte los valores normalizados relativamente más bajos obtenidos durante la realización de los ejercicios. El ejercicio WS se analizó como un ejercicio isométrico que podría explicar los valores de % MVIC de 24% obtenidos, mientras que Ayotte et al. [23] obtuvieron un valor mayor de % MVIC de 52% para un WS concéntrico. Además, Bolgla y UhI [20] analizaron el ejercicio PD a lo largo de un período mas corto de dos segundos, mientras que en este estudio el PD se analizó durante un período de cuatro segundos para ayudar a los sujetos a realizar el ejercicio de una manera suave durante la evaluación piloto. El PD más rápido utilizado por Bolgla y Uhl [20] puede explicar el valor de % MVIC de 57%, en oposición al 28% obtenido para el GM medio en el estudio presente. Si bien el valor real del % de MVIC obtenido con cada ejercicio no es crítico, las amplitudes EMG pueden aportar una guía para los médicos sobre cuan difícil es un ejercicio y cuanto mejor es para el progreso en el programa de rehabilitación de un paciente dependiendo de su nivel funcional. Se ha sugerido que amplitudes EMG mayores a 40-60 %MVIC proporcionan el estímulo suficiente para fortalecer los músculos [9,41]. Por consiguiente, estos resultados sugieren que sólo los ejercicios WP para la subdivisión del GM posterior produjeron amplitudes de EMG suficientes para tener un efecto de fortalecimiento. Por otro lado, se demostró que los ejercicios WS y PD produjeron niveles de activación muscular mucho más bajos. El hecho que los estudios anteriores [20,23] obtuvieran valores superiores de % MVIC usando estos mismos ejercicios puede hacer que los médicos recomienden estos ejercicios para fortalecer el GM. Si bien los ejercicios WS y PD pueden ser apropiados y eficaces durante la rehabilitación, también pueden ser muy útiles en las etapas tempranas de un atleta no entrenado para mejorar la resistencia, estabilidad y control motor.

Implicaciones clínicas

Dentro de los numerosos músculos esqueléticos habría distintas subdivisiones [42-44]. Este estudio confirma la presencia de subdivisiones similares dentro del GM, tal como lo sugieren los estudios anatómicos [15,17,31]. La presencia de estas subdivisiones puede requerir consideración en la valoración clínica así como en la rehabilitación. Nuestros resultados sugieren que estas subdivisiones del GM no trabajan exactamente de la misma manera. Sin embargo hay un grado de consistencia, en la manera en que las subdivisiones de GM son activadas por los tres ejercicios. Esto es consistente con las sugerencias previas que los músculos glúteos pueden trabajar juntos de manera sinérgica, según la carga colocada en el cuerpo, y no de manera aislada [14]. De relevancia particular son los resultados recientes de Cowan et al [43]. Su estudio [43] demostró una activación retardada del GM anterior y posterior en sujetos con dolor patelofemoral. Esto apoya la hipótesis que la afección del GM no se limita a una subdivisión en particular [14]. Hay evidencia considerable de déficits en la función del músculo de la cadera en sujetos con numerosos desórdenes del musculo esquelético [2,23,45-48]. También hay evidencia que los programas de rehabilitación que tienen como finalidad aumentar la fuerza y la activación de los músculos de la cadera como el GM, son eficaces para reducir el dolor y la invalidez; y para mejorar la cinemática de los miembros inferiores y el rendimiento deportivo [2,5,46]. Los resultados de este estudio sugieren que el WP es un ejercicio apropiado si el objetivo es activar el GM, en particular la subdivisión posterior, y merece ser considerado como parte de la rehabilitación del GM. Esto debería ser considerado junto con las investigaciones que existen sobre la progresión de rehabilitación del GM [5,49], según las necesidades del sujeto de manera individual. Es importante que los estudios futuros evalúen la activación de las subdivisiones del GM en las numerosas afecciones de los miembros inferiores [43].

Limitaciones

El tamaño de la muestra de este estudio (n = 15) fue pequeño y la misma estuvo integrada por sujetos asintomáticos jóvenes, sin embargo esto es comparable con lo realizado en estudios previos de EMG [1,50]. El uso de electrodos de superficie involucra un riesgo de que la "interferencia" con los músculos cercanos, o incluso con las subdivisiones adyacentes del músculo, pueda afectar los resultados [33]. Esta limitación se aplica a todos los estudios de EMG y fue minimizada usando una distancia entre electrodos pequeña, de acuerdo a lo recomendado en otros estudios [29]. La ubicación óptima del electrodo para las subdivisiones de GM no se conoce con detalle y la ubicación de los electrodos adoptada se basó en estudios previos de disección [15,17,31] y en pruebas piloto de ultra sonido. Recientemente esto también se ha utilizado en evaluaciones de activación del GM durante la activación isométrica de la cadera [24]. Existe la posibilidad que los electrodos no hayan sido colocados de manera óptima, lo que podría haber afectado las señales EMG [51]. De importancia adicional es el hecho que la parte posterior del GM se localiza profundamente por debajo del glúteo máximo [17] y por lo tanto es inaccesible con EMG. Por lo tanto, la posición posterior del GM descripta refleja la parte superficial y no la parte inferior profunda del GM posterior. Se necesitan investigaciones adicionales que analicen la porción inferior profunda del GM posterior para confirmar que estos resultados iniciales reflejan la activación del GM posterior profundo que podría ser diferente. De hecho, planeamos realizar investigaciones adicionales que analicen esto utilizando EMG cables finos. Este estudio examinó solamente la activación del GM y no la de otros músculos importantes involucrados en el movimiento y la estabilidad de la cadera [17]. El registro simultáneo de la activación de estos otros músculos proporcionaría un análisis más comprensivo de la actividad muscular durante la abducción y rotación de la cadera y debe ser estudiado con mas detalle. El protocolo de evaluación involucró sólo tres ejercicios y claramente es necesario considerar otros patrones de movimiento y otras posiciones corporales. Tal como señalamos antes la falta de una posición estandarizada para generar una verdadera MVIC del GM limita las comparaciones de resultados con otros estudios. A pesar de esto, el diseño intra-sujeto permite la comparación de las diferentes demandas entre los ejercicios dentro de este estudio. Es importante recordar que estos resultados se expresan en forma de % MVIC para cada subdivisión individual y no en forma de activación EMG bruta real de cada subdivisión. Por ejemplo, la subdivisión posterior del GM realmente tenía la menor actividad RMS media durante la evaluación de MVIC. Además, durante los ejercicios la amplitud RMS de la subdivisión posterior no fue regularmente la mas alta observada. Sin embargo, cuando se expresó en forma de % MVIC, la subdivisión posterior estaba trabajando más cerca de su “nivel máximo” que las subdivisiones anterior o media. Es importante ser consciente de esta potencial confusión, de modo de no interpretar los resultados como que la subdivisión posterior presentó el nivel más alto de activación del GM en general, lo que claramente no fue así. Esto es consistente con las investigaciones que indican que la acción principal del GM es la abducción y la rotación interna de la cadera [1,3]. Una mayor cantidad de tejido adiposo subcutáneo bajo el electrodo del GM posterior podría explicar en parte las menores señales EMG brutas, pero para controlar éste problema, cada ejercicio fue normalizado a % MVIC. Este estudio examinó sólo la amplitud de la activación muscular y no el momento de la activación, lo que sería importante estudiar en el futuro; dado que el mismo puede ser importante en los numerosos desórdenes musculoesqueléticos [43,46,48,52]. Los ángulos de la cadera y de la rodilla durante el ejercicio WS y la fuerza ejercida contra la pared por los sujetos durante el ejercicio WP, no fueron estandarizados lo que podría influir significativamente en los resultados. No se solicitó a los sujetos que contrajeran los músculos isométricamente de la cadera derecha durante el ejercicio WP, lo que podría producir niveles aun más altos de activación muscular. El ejercicio PD no fue dividido en los componentes concéntricos y excéntricos para reflejar el rendimiento del ejercicio en la rehabilitación clínica, aunque de manera similar a lo observado en investigaciones previas, se observó una actividad EMG más alta durante el período concéntrico [53]. A pesar de estas limitaciones, este estudio sigue siendo el primero en evaluar la actividad muscular en las tres subdivisiones del GM durante los ejercicios de rehabilitación con soporte de peso corporal. Los resultados pueden

ayudar a aclarar un poco la confusión que existe en la literatura, y guiar la práctica clínica y los estudios futuros en poblaciones clínicas.

CONCLUSION

La activación de GM no fue consistente en las tres subdivisiones de GM durante los tres ejercicios analizados. El ejercicio WP produjo el mayor nivel de activación en las tres subdivisiones del GM y produciría el estímulo adecuado para el fortalecimiento del GM posterior. Sin embargo, para aclarar estos resultados iniciales, se necesitan estudios adicionales que utilicen EMG con cables finos, y que se realicen sobre una muestra grande de individuos sintomáticos.

Intereses de competencia

Los autores declaran que no poseen intereses de competencia

Contribuciones de los autores

KOS y DS participaron en la concepción y diseño del estudio, análisis e interpretación de los datos, así como también en el bosquejo y revisión del documento final para publicación. SS participó en la concepción y diseño del estudio, recolección de los datos, análisis e interpretación de los datos, así como en el bosquejo y revisión del documento final para publicación.

Agradecimientos

Catriona O'Dwyer, BSc (Physio) y Karen McCreesh, B Physio, MSc (Manip Ther) por su ayuda con la recolección de los datos y diseño del proyecto.

REFERENCIAS

1. Earl JE (2005). Gluteus medius activity during three variations of isometric single-leg stance. *J Sport Rehab, 14:1-11*
2. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrmann SA (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sports Med, 10:169-175*
3. Schmitz RJ, Riemann BL, Thompson T (2002). Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. *J Sport Rehab, 11:179-188*
4. Nadler S, Malanga G, Bartoli L, Feinberg J, Prybicien M, Deprince M (2002). Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Med Sci Sports Ex, 34:9*
5. Mascal CL, Landel R, Powers C (2003). Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther, 33:647-660*
6. Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ (2005). Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clin J Sports Med, 15:14-21*
7. Waryasz G, McDermott A (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med, 7:1-14*
8. Tyler T, Nicholas S, Mullaney M, McHugh M (2006). The Role of Hip Muscle Function in the Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome. *Am J Sports Med, 34:630-636*
9. Ekstrom R, Donatelli R, Carp K (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther, 37:754-762*
10. Snyder K, Earl J, O'Connor K, Ebersole K (2009). Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clin Biomech, 24:26-34*
11. Williams P (1995). Gray's Anatomy. 37th edition. *London: Churchill Livingstone*
12. Moore K (1992). Clinically Orientated Anatomy. 3rd edition. *Baltimore: Williams and Watkins*
13. Soderberg G, Dostal W (1978). Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther, 58:691-696*
14. Conneely M, O'Sullivan K (2008). Gluteus maximus and gluteus medius in pelvic and hip stability: isolation or synergistic activation? . *Physio Ireland, 29:6-10*
15. Gottschalk F, Kourosh S, Leveau B (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat, 166:179-189*
16. Pfirrmann CWA, Chung CB, Theumann NH, Trudell DJ, Resnick D (2001). Greater trochanter of the hip: attachment of the abductor mechanism and a complex of three bursae-MR imaging and MR bursography in cadavers and MR imaging in

asymptomatic volunteers. *Radiology, 221:469-477*
17. Conneely M, O Sullivan K, Edmondston S (2006). Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: implications for rehabilitation?. *Phys Ther Sport, 7:176-178*
18. Levangie P, Norkin C (2001). Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. 3rd edition. *Philadelphia: FA Davis Company*
19. Wilson G, Capen E, Stubbs N (1976). A fine wire electromyographic investigation of the gluteus medius and minimus muscles. *Res Q, 47:824-828*
20. Bolgla LA, Uhl TA (2005). Electromyographic analysis of hip rehabilitation exercises in a group of healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther, 35:487-494*
21. Ireland ML, Wilson JD, Ballantyne BT, Davis IM (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther, 33:671-676*
22. Boudreau S, Dwyer M, Mattacola C, Lattermann C, Uhl T, McKeon J (2009). Hip- Muscle Activation During the Lunge, Single-Leg Squat, and Step-Upand- Over Exercises. *J Sport Rehab, 18:91-103*
23. Ayotte N, Stetts D, Keenan G, Greenway E (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *J Orthop Sports Phys Ther, 37:48-55*
24. O'Dwyer C, Sainsbury D, O'Sullivan K (2010). Gluteus Medius Muscle Activation during Isometric Muscle Contractions. *J Sport Rehab Accepted for publication*
25. Bauer AM, Webright WG, Arnold BL, Schmitz RJ, Gansneder BM (1999). Comparison of weight bearing and non-weight bearing gluteus medius EMG during an isometric hip abduction. *JAT, 34:S58*
26. McConnell J (2002). The physical therapist's approach to patellofemoral disorders. *Clin Sports Med, 21:363-387*
27. Balady G, Chaitman B, Driscoll D, Foster C, Froelicher E, Gordon N, Pate R, Rippe J, Bazzarre T (1998). Recommendations for cardiovascular screening, staffing and emergency policies at health/fitness facilities. *Circulation, 97:2283-2293*
28. Cross K, Worrell T (1999). Effects of a Static Stretching Program on the Incidence of Lower Extremity Musculotendinous Strains. *JAT, 34:11-14*
29. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000). Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol, 10:361-374*
30. Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles Recommendations for sEMG Sensors, Sensor Placement and Location. *[http://www.seniam.org]*
31. Akita K, Sakamoto H, Sato T (1993). Innervation of the anteromedial muscle bundles of the gluteus medius. *J Anat, 182:433-438*
32. Palastanga N, Field D, Soames R (2004). Anatomy and Human Movement. 4th edition. *Edinburgh: Elsevier*
33. Cram J, Kasman G, Holtz J (1998). Introduction to Surface Electromyography. *Gaithersburg, Maryland: Aspen*
34. Soderberg G, Knutson L (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Phys Ther, 80:485-498*
35. Bolgla LA, Uhl TL (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol, 17:102-111*
36. O'Sullivan PB, Dankaerts W, Burnett A, Farrell G, Jefford E, Naylor C, O'Sullivan K (2006). Effect of Different Upright Sitting Postures on Spinal-Pelvic Curvature and Trunk Muscle Activation in a Pain-Free Population. *Spine, 31:E707-E712*
37. Drouin J, Valovich-McLeod T, Shulz S, Gansneder B, Perrin D (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol, 91:22-29*
38. Hunter A, Gibson A, Lamber M, Nobbs L, Noakes T (2003). Effects of supramaximal exercise on the electromyographic signal. *Br J Sports Med, 37:296-299*
39. O'Sullivan A, O'Sullivan K (2008). The effect of combined visual feedback and verbal encouragement on isokinetic concentric performance in healthy females. *Isok Ex Sci, 16:47-53*
40. Kleissen R (1990). Effects of electromyographic processing methods on computer-averaged surface electromyographic profiles for the gluteus medius muscle. *Phys Ther, 70:716-722*
41. Andersen L, Magnusson S, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagard P (2006). Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys Ther, 86:683-697*
42. Jensen C, Westgaard R (1997). Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low-level activation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 76:335-339*
43. Cowan S, Crossley K, Bennell K (2009). Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med, 43:584*
44. Grimaldi A, Richardson C, Durbridge G, Donnelly W, Darnell R, Hides J (2009). The association between degenerative hip joint pathology and size of the gluteus maximus and tensor fascia lata muscles. *Man Ther, 14:611-617*
45. Bolgla L, Malone T, Umberger B, Uhl T (2008). Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther, 38:12*
46. Boling M, Bolgla L, Mattacola C, Uhl T, Hosey R (2006). Outcomes of a weightbearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehab, 87:1428-1435*
47. Earl JE, Hertel J, Denegar CR (2005). Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion and patellofemoral-pain syndrome. *J Sport Rehab, 14:215-233*
48. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J (2003). Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 11:244-251*
49. Boling M, Padua D, Creighton R (2009). Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *JAT, 44*
50. Hollman J, Ginos B, Kozuchowski J, Vaughn A, Krause D, Youdas J (2009). Relationships Between Knee Valgus, Hip-Muscle Strength, and Hip- Muscle Recruitment During a Single-Limb Step-Down. *J Sport Rehab, 18:104-117*
51. Rainoldi A, Melchiorri G, Caruso I (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *J Neurosci Methods, 134:37-43*

52. Cowan S, Bennell K, Hodges P, Crossley K, McConnell J (2001). Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehab, 82:183-189*
53. Selseth A, Dayton M, Cordova M, Ingersoll C, Meerick M (2000). Quadriceps concentric EMG activity is greater than eccentric EMG activity during the lateral step-up exercise. *J Sport Rehab, 9:124-134*

Cita Original

O'Sullivan, K., Smith, S. M., & Sainsbury, D. (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, 2(1), 1-9. DOI: 10.1186/1758-2555-2-17