

Article

Efecto del Aumento de la Carga de Trabajo Sobre la Actividad de los Músculos Extensores y Flexores de la Rodilla Durante el Ciclismo, Medido con Electromiografía Intramuscular

Julio César Lima da Silva^{1,2}, Maria M. Ekblom^{1,3}, Olga Tarassova¹, Eva Andersson^{1,3}, Gustaf Rönquist¹, Helene Grundström⁴ y Anton Arndt^{1,5}

¹The Swedish School of Sport and Health Sciences, GIH, Stockholm, Sweden

²School of Physical Education, Physiotherapy and Dance of the Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

³Department of Neuroscience, Karolinska Institute, Stockholm, Sweden

⁴Department of Radiology, Danderyds Hospital, Stockholm, Sweden

⁵Department of CLINTEC, Karolinska Institute, Stockholm, Sweden

Disponibilidad de datos: Todos los datos relevantes se encuentran dentro del artículo y en los archivos de información de respaldo.

Financiamiento: El primer autor, Julio César Lima da Silva tiene una beca de doctorado de la Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes - <http://www.capes.gov.br/>). Número de concesión: 1625 / 13-6

Conflictos de intereses: los autores han declarado que no existen conflictos de intereses.

RESUMEN

El propósito de este estudio fue describir el efecto del aumento de la carga de trabajo sobre la activación de los músculos individuales del muslo durante un test de ciclismo incremental de 20 minutos. Se registraron señales electromiográficas intramusculares de los extensores de rodilla recto femoral, vasto lateral, vasto medial y vasto intermedio y los flexores de la rodilla semimembranoso, semitendinoso y las porciones cortas y largas del bíceps femoral durante cargas de trabajo crecientes. Se compararon los niveles medios de activación durante todo el ciclo de pedaleo y se identificaron los ángulos del cigüeñal en los que se produjo el inicio y la compensación de la activación y la actividad máxima para cada músculo. Estos datos se compararon entre tres cargas de trabajo. El nivel de activación de EMG aumentó significativamente ($p < 0.05$) con el aumento de la carga de trabajo en el recto femoral, vasto medial, vasto lateral, vasto intermedio, porción larga del bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso, pero no en la porción corta del bíceps femoral. Se encontró un cambio significativo en el tiempo de activación para el recto femoral, el vasto lateral, el vasto medial y el semitendinoso. De los flexores de rodilla, sólo la porción corta del bíceps femoral tuvo su máxima actividad durante la fase de ascendente en las dos cargas de trabajo más altas, lo que indica una contribución única a la flexión de la rodilla.

INTRODUCCIÓN

En el ciclismo, se ha demostrado que el comportamiento del reclutamiento muscular y la coordinación muscular dependen del nivel de entrenamiento, la modalidad de ciclismo y la intensidad [1]. Cambiar la resistencia impuesta al pedalear es una estrategia eficaz para cambiar el nivel de actividad muscular [2,3].

En el entrenamiento y en las carreras, la activación muscular deberá adaptarse a los cambios en la carga de trabajo y la fatiga muscular [4]. Varios estudios han demostrado un aumento de la amplitud de activación muscular medida mediante electromiografía de superficie (EMG) al aumentar la carga de trabajo [3,5-12]. Con el aumento de la fatiga, el ciclista requiere una estrategia neuromuscular para modificar el reclutamiento de unidades motoras y, en consecuencia, la actividad EMG para mantener la mayor producción de potencia posible [13]. Tales adaptaciones pueden tener consecuencias sobre la sinergia entre los músculos profundos y superficiales y actualmente hay poca investigación sobre el momento de activación de los músculos superficiales y profundos del muslo durante el ciclismo [13].

La actividad de los músculos profundos vasto intermedio (Vint) y la porción corta del bíceps femoral (BFS) se ha investigado recientemente mediante electromiografía intramuscular durante el ciclismo con una sola carga de trabajo (190W) [14]. El Vint se activó predominantemente durante la parte inicial de la fase de descendente junto con el vasto lateral (VL), el vasto medial (VM) y el recto femoral (RF). La BFS se activó algo más tarde en el ciclo del cigüeñal y no siempre en sinergia con la porción larga del bíceps femoral (BFL), semimembranoso (SemM) y semitendinoso (SemT) [14]. Sin embargo, no se ha publicado previamente información sobre cómo estas sinergias se ven afectadas por el aumento de la carga de trabajo y el mayor esfuerzo percibido relacionado.

La EMG intramuscular reduce significativamente el riesgo de señales contaminadas de los músculos adyacentes, que pueden ocurrir cuando se utiliza una EMG superficial [15]. Otra ventaja de la EMG intramuscular es la posibilidad de evaluar músculos profundos con difícil acceso para electrodos EMG superficiales. Por el contrario, los electrodos de alambre fino sólo registran actividad en un pequeño volumen del músculo, mientras que la EMG superficial puede cubrir un área de superficie más grande de un músculo que representa un comportamiento de activación más global del músculo específico. Para investigar la coordinación muscular de músculos mono y biarticulares, profundos y superficiales durante el pedaleo con cargas de trabajo crecientes, el presente estudio utilizó EMG intramuscular con electrodos de alambre fino insertados directamente en los músculos relevantes.

El propósito de este estudio fue describir el efecto del aumento de la carga de trabajo sobre la activación de los músculos individuales del muslo durante un test de ciclismo incremental de 20 minutos. Basándonos en una investigación reciente de ciclismo con una carga de trabajo submáxima, que demostró que los músculos Vint y BFS están generalmente, pero no siempre, activos en sinergia con los extensores y flexores superficiales de la rodilla, respectivamente [14], planteamos la hipótesis de que el músculo Vint profundo se activaría en sinergia con los extensores superficiales de la rodilla y la BFS en sinergia con los flexores superficiales de la rodilla en todas las cargas de trabajo. Además, basándonos en los resultados de estudios previos utilizando EMG de superficie, planteamos la hipótesis de que el aumento de la carga de trabajo daría lugar a una mayor activación de los músculos extensores y flexores profundos y superficiales de la rodilla, sin alteraciones en el ángulo del cigüeñal en el que se produce el inicio o la compensación o la activación máxima.

Materiales y métodos

El presente estudio fue parte de una serie de estudios que investigaron la activación neural de los músculos del muslo mediante EMG intramuscular. Esta serie también incluyó un estudio publicado anteriormente sobre la coordinación neuromuscular durante el ciclismo a 190W [14] y estudios sobre ejercicios de rehabilitación dinámicos e isométricos.

Participantes

Se pidió a nueve atletas masculinos activos en ciclismo recreativo o triatlón que participaran en el estudio (media \pm SD): edad 31.7 \pm 10.9 años, masa corporal 79.7 \pm 4.7 kg, altura 182.7 \pm 7.4 cm). El tamaño de la muestra fue similar al investigado en estudios previos de activación intramuscular que informaron la confiabilidad de esta técnica [16,17]. Los tamaños de las muestras en estos estudios suelen estar restringidos debido a la naturaleza invasiva del procedimiento experimental. Los participantes proporcionaron su consentimiento informado por escrito y el estudio fue aprobado por el comité de ética regional de Estocolmo (aprobación n^o: 2014/641-31/1). Los participantes eligieron su posición individual preferida para sentarse en el ergómetro.

Protocolo

A un calentamiento de 10 minutos en un cicloergómetro (LC4, Monark Exercise AB, Suecia) le siguió un test de ciclismo

incremental con una duración máxima de 20 minutos. La primera carga de trabajo del protocolo de ciclismo fue de 170W con incrementos de 20W cada dos minutos controlados automáticamente por el software de análisis Monark 939E (Monark Exercise AB, Suecia). La carga de trabajo máxima a los 20 minutos fue, por lo tanto, de 350W. Siete participantes completaron el protocolo completo, mientras que dos participantes experimentaron fatiga antes del tiempo máximo de 20 minutos y no pudieron pedalear con las cargas de trabajo más altas (las cargas de trabajo máximas para estos dos participantes fueron de 310W y 270W). Todos los participantes utilizaron zapatillas de ciclismo con tacos SPD. Se mantuvo una cadencia de pedaleo de 90 rpm durante toda la prueba incremental y se controló mediante la retroalimentación visual de un monitor en el manubrio. Los participantes indicaban su esfuerzo percibido en la escala de Borg en cada aumento de carga de trabajo [18]. Los datos presentados en este estudio fueron a partir de cargas de trabajo de 190W (definidas como inicial) y final (270-350W). La carga de trabajo a mitad de camino entre la carga de trabajo inicial y la final alcanzada individualmente se eligió como carga de trabajo intermedia (230-270W).

Recolección de datos

La frecuencia cardíaca (lpm) se registró mediante el software de análisis Monark 939E (Monark Exercise AB, Suecia) utilizando una banda en el pecho (monitor de frecuencia cardíaca Premium, Garmin, EE. UU.). Se utilizó EMG intramuscular (MyoSystem 1400A, Noraxon Inc., EE. UU.) para registrar la activación muscular. La técnica de EMG intramuscular se ha descrito en detalle en un estudio anterior [14]. En resumen, se colocaron dos electrodos de alambre de plata recubiertos de teflón en cada músculo bajo guía ecográfica con una distancia final entre puntas de 5 a 10 mm. En la BFS se observó una ubicación de electrodo no óptima para los primeros cinco participantes, por lo que estos datos se excluyeron de un análisis adicional. Las señales EMG se registraron a 5000 Hz por canal utilizando un convertidor analógico a digital de 16 bits (Power 1401, Cambridge Electronic Design (CED), Inglaterra) en el software Spike2 (v7.0, CED, Inglaterra). Los datos de EMG se registraron durante los últimos 20 segundos de las cargas de trabajo inicial, intermedia y final de la prueba incremental.

La cinemática del miembro inferior derecho y del ciclo del pedal se adquirió utilizando cinco cámaras optoelectrónicas (serie Oqus 4, Qualisys AB, Suecia), grabando a 250 fotogramas por segundo a través del software Qualisys Track Manager (QTM®) (Qualisys AB, Suecia). Se colocaron marcadores reflectantes esféricos (12 mm de diámetro) en el acromion, la espina ilíaca anterior, el trocánter mayor, el muslo, el cóndilo femoral lateral, el maléolo lateral, el eje del cigüeñal y el pedal. Los datos cinemáticos se registraron durante los mismos 20 seg que la recopilación de datos EMG y se utilizó una señal analógica para sincronizar todos los datos en el software QTM. El plano sagital global fue definido por el plano formado por la rotación del pedal derecho definido por los marcadores en el eje del cigüeñal y el pedal para corregir cualquier desviación de la orientación de la bicicleta en relación con el sistema de coordenadas global calibrado. Los ángulos del cigüeñal se definieron como la posición del cigüeñal en el ciclo del pedal en este plano ajustado con 0° (360°) que representa el punto muerto superior (TDC). El ángulo del cigüeñal se utilizó para dividir los datos en revoluciones del cigüeñal individuales consecutivas.

Análisis de los datos

Se aplicó un filtro Butterworth de paso de banda (50-1000 Hz) y una envolvente de raíz cuadrada media (RMS) con una ventana de 20 ms a las señales EMG. Los datos RMS de cada músculo se normalizaron al pico más alto de la curva RMS promedio de diez revoluciones consecutivas del cigüeñal registradas en cualquiera de las tres cargas de trabajo [19,20]. A continuación, se calculó la media normalizada de EMG RMS durante todo el ciclo del cigüeñal y se promedió sobre las 10 revoluciones del cigüeñal. Este EMG RMS normalizado durante todo el ciclo se denomina a partir de ahora nivel medio de activación de EMG. Los ángulos del cigüeñal para la actividad máxima se calcularon a partir de los datos RMS normalizados de cada músculo para cada participante antes de promediar los diez ciclos del cigüeñal y todos los participantes.

La definición de los tiempos de inicio (ON) y finalización (OFF) de la EMG se ha descrito en estudios previos [14, 21]. En resumen, los umbrales de ON y OFF se definieron individualmente como el 20% de la amplitud máxima encontrada en cualquier carga de trabajo. Se definió una ráfaga cuando la señal estaba por debajo del 10% y aumentó a más del 20% de esta amplitud máxima y permaneció en este nivel durante más del 10% del ciclo de pedaleo. Si la señal disminuyó por debajo del 10% de la amplitud máxima pero dentro del 1% de la duración del ciclo del cigüeñal aumentaba nuevamente por encima del 20% de la amplitud máxima, esto se definió como una ráfaga continua. El análisis de los datos de EMG se realizó utilizando el software Spike2 (CED, Inglaterra) y Matlab (Mathworks, EE. UU.).

Las posiciones de los marcadores para los datos cinemáticos se rastrearon automáticamente en el software QTM. Se utilizó un filtro Butterworth digital de segundo orden y paso bajo de retardo cero con una frecuencia de corte de 10 Hz para suavizar los datos cinemáticos en el software Visual 3D (C-Motion Inc, EE. UU.). Los ángulos de la articulación de la cadera y la rodilla se calcularon en el plano sagital corregido, definido por la rotación del pedal. La extensión completa de la cadera se definió como 180° y la extensión completa de la rodilla como 0°. Se calculó el promedio de diez revoluciones del

cigüeñal consecutivas para cada sujeto.

Análisis estadístico

La distribución normal de los datos y la esfericidad de los datos se verificaron mediante las pruebas de Shapiro-Wilk y Mauchly, respectivamente. Se utilizó la corrección Greenhouse-Geisser cuando los datos no mostraban esfericidad. Los valores atípicos en el nivel medio de activación de EMG se eliminaron si se desviaban de la media en más de dos desviaciones estándar. La significación estadística de las diferencias en la frecuencia cardíaca, el esfuerzo percibido, el nivel medio de activación de EMG, el ángulo para la activación máxima y el inicio y la compensación de los músculos individuales entre diferentes cargas de trabajo se determinaron mediante ANOVA de medidas repetidas separadas (para el factor carga de trabajo) para cada variable dependiente. Cuando se identificó un efecto principal de la carga de trabajo, se probaron las diferencias entre las cargas de trabajo mediante una prueba de Bonferroni *post hoc*. Se asumieron diferencias significativas cuando $p \leq 0.05$. El análisis estadístico se realizó en SPSS para Windows (versión 21.0, SPSS, IBM Inc, EE. UU.) y los datos se presentan como medias y desviaciones estándar.

Resultados

La frecuencia cardíaca y el esfuerzo percibido aumentaron significativamente con el aumento de la carga de trabajo (Tabla 1).

| | Initial Workload | Intermediate Workload | Final Workload | p values |
|------------------|------------------|-----------------------|----------------|----------------------------|
| Heart rate (bpm) | 114.3 ± 44 | 139.8 ± 53.3 | 160.8 ± 61.3 | * , # < 0.001 £ = 0.001 |
| Perceived effort | 10.6 ± 2.2 | 14.3 ± 1.5 | 19 ± 1.3 | * = 0.001 # , £ < 0.001 |

The perceived effort was measured using the Borg scale.

* = Significant difference between the initial and intermediate workloads.

= Significant difference between the initial and final workloads.

£ = Significant difference between the intermediate and final workloads.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.t001>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.t001>

La actividad de los músculos individuales del muslo para todos los participantes se adaptó de manera diferente al aumento de la carga de trabajo durante las diferentes fases del ciclo de pedaleo (Fig 1).

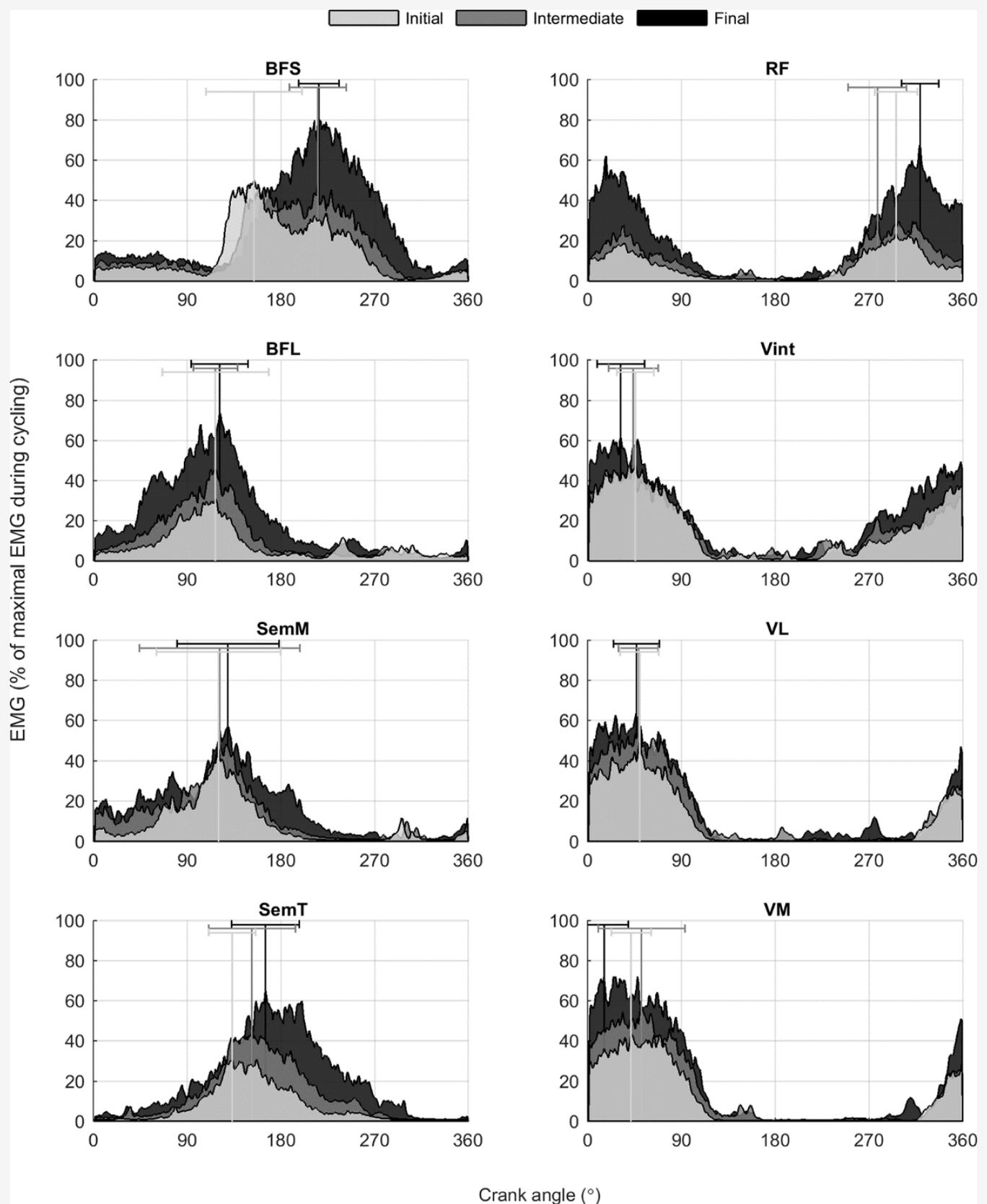


Figura 1. Activación muscular en cargas de trabajo iniciales, intermedias y finales durante el ciclo de pedaleo.

Actividad media normalizada para la porción corta del bíceps femoral (BSF), porción larga del bíceps femoral (BFL), semimembranoso (SemM), semitendinoso (SemT), recto femoral (RF), vasto intermedio (Vint), vasto lateral (VL) y vasto medial (VM) para todos los participantes. Las líneas verticales representan el ángulo del cigüeñal de actividad máxima de

la curva media en todos los participantes.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.g001>

Nivel medio de activación de EMG

Todos los músculos superficiales mostraron adaptaciones significativas con una mayor carga de trabajo, mientras que para los músculos profundos sólo se encontraron cambios significativos en la activación EMG media para el Vint.

Entre los músculos extensores superficiales de la rodilla, el nivel medio de activación EMG aumentó significativamente al aumentar la carga de trabajo para el RF (inicial = 8.54 ± 3.88 , intermedia = 12.02 ± 5.64 y final = 23.88 ± 6.89), VL (inicial = 10.42 ± 3.65 , intermedia = 14.67 ± 3.20 y final = 19.44 ± 3.73) y VM (inicial = 13.20 ± 4.70 , intermedio = 16.15 ± 4.39 y final = 21.12 ± 3.46) (Fig. 2 y Tabla S1).

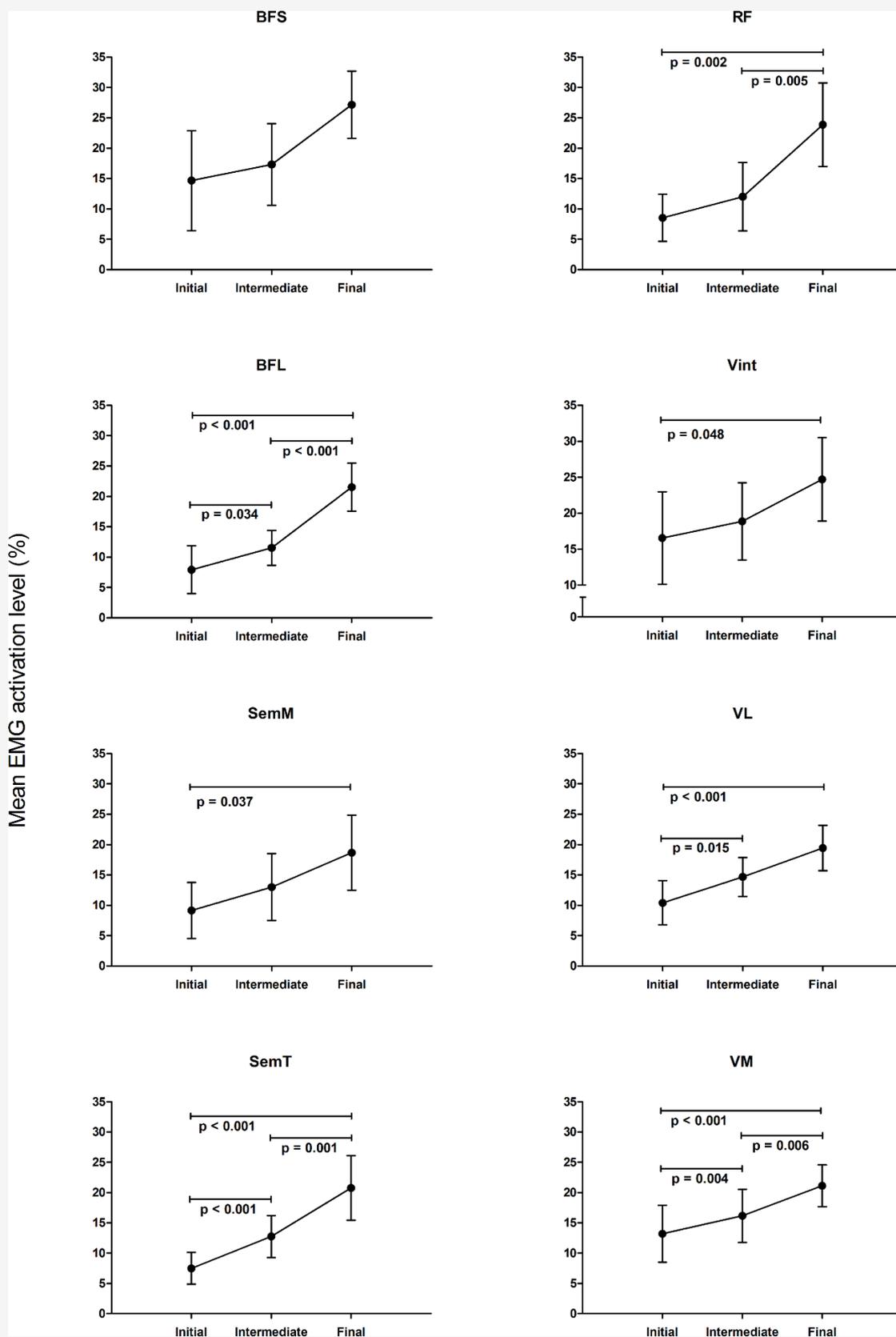


Figura 2. Nivel medio de activación de EMG (media \pm SD) en las cargas de trabajo inicial, intermedia y final.

Nivel medio normalizado de activación para la porción corta del bíceps femoral (BFS), porción larga del bíceps femoral (BFL), semimembranoso (SemM), semitendinoso (SemT), recto femoral (RF), vasto intermedio (Vint), vasto lateral (VL) y vasto medial (VM) para el ciclo completo de pedaleo. Las líneas horizontales indican diferencias estadísticamente

significativas entre cargas de trabajo ($p < 0.05$).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.g002>

Entre los músculos flexores superficiales de la rodilla, el nivel medio de activación EMG aumentó significativamente con el aumento de la carga de trabajo para la BFL (inicial = 7.92 ± 3.93 , intermedio = 11.52 ± 2.89 y final = 21.53 ± 3.97), SemT (inicial = 7.48 ± 2.63 , intermedio = 12.75 ± 3.46 y final = 20.76 ± 5.35) y SemM (inicial = 9.17 ± 4.62 , intermedio = 13.01 ± 5.51 y final = 18.68 ± 6.19) (Figura 2 y Tabla S1).

La activación EMG media de la BFS profunda (inicial = 14.67 ± 8.23 , intermedia = 17.32 ± 6.73 y final = 27.17 ± 5.53) no se vio afectada estadísticamente por el aumento de la carga de trabajo, mientras que la activación EMG media del Vint (inicial = 16.54 ± 6.43 , intermedia = 18.86 ± 5.39 y final = 24.70 ± 5.80) aumentaron al subir la carga de trabajo (Fig. 2 y Tabla S1).

Tiempo de activación de EMG

Hubo alguna variación interindividual en el tiempo de activación del EMG, y algunos individuos mostraron un patrón de activación doble o una falta de 'explosión' de la activación en algunas cargas de trabajo (Fig. S1). Las estadísticas subyacentes a los resultados que se presentan a continuación se realizan en personas que muestran un patrón de ráfaga única para las tres cargas de trabajo.

Entre los extensores de rodilla, hubo un efecto principal significativo de la carga de trabajo en el inicio y en el final del FR y VL, y sólo en el inicio del VM (Fig. 3A y Tabla S2).

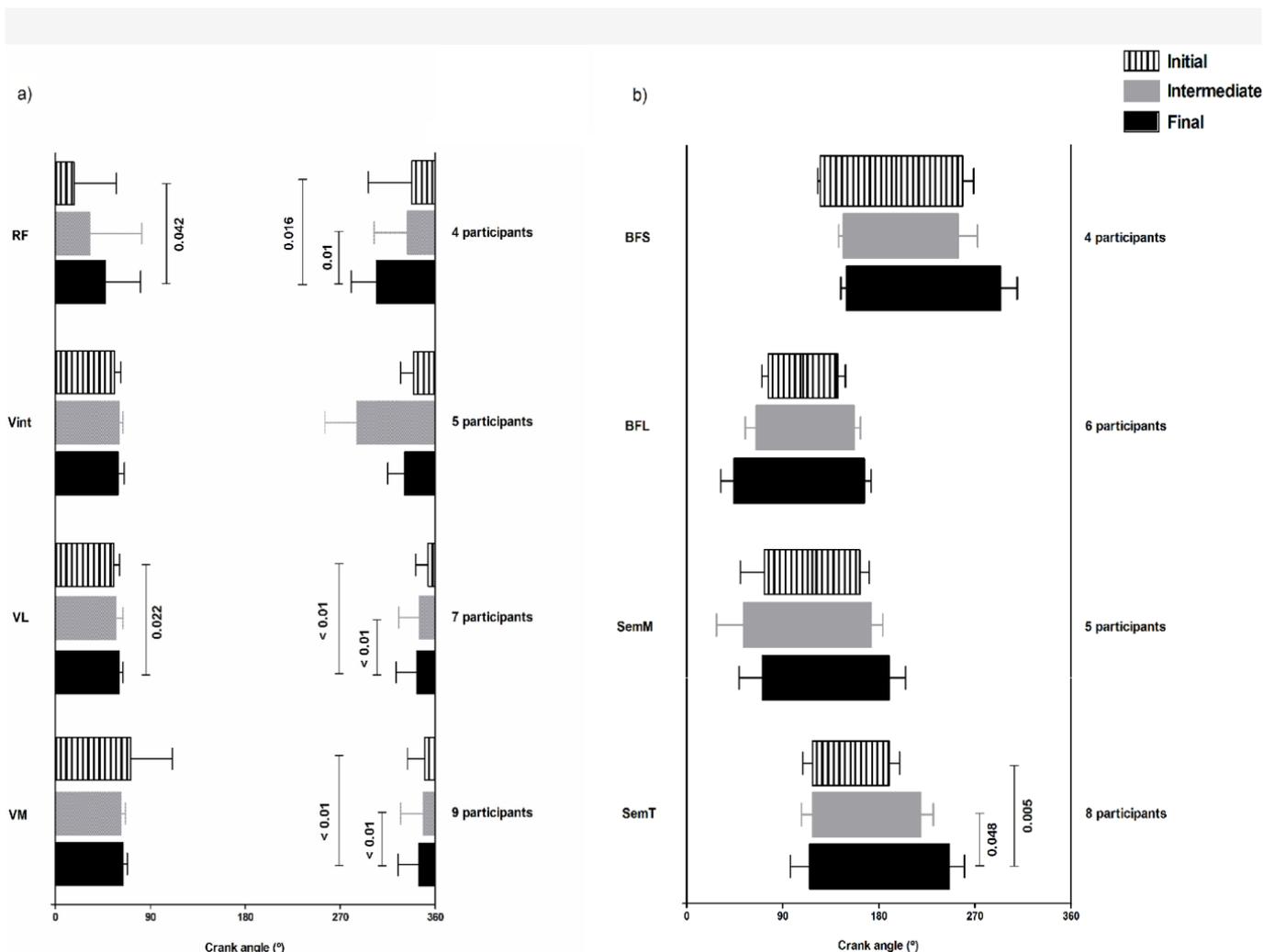


Figura 3. Inicio y compensación (final) de la activación (media \pm SD) en las cargas de trabajo inicial, intermedia y final. Inicio y compensación de la activación EMG para (a) extensores de rodilla y (b) flexores de rodilla durante el ciclo de pedaleo. Las líneas verticales indican diferencias estadísticamente significativas entre cargas de trabajo ($p < 0.05$). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.g003>

Los cuatro participantes que mostraron una sola ráfaga en todas las cargas de trabajo para el RF, mostraron una diferencia significativa en el ángulo del cigüeñal para el inicio entre las cargas de trabajo inicial ($319^{\circ} \pm 75^{\circ}$) y final ($259^{\circ} \pm 44^{\circ}$), y entre las cargas intermedias ($312^{\circ} \pm 58^{\circ}$) y cargas de trabajo finales. El ángulo del cigüeñal para la compensación (fase final) fue significativamente diferente entre las cargas de trabajo inicial ($31^{\circ} \pm 74^{\circ}$) y final ($85^{\circ} \pm 61^{\circ}$).

Los siete participantes que mostraron una sola ráfaga en todas las cargas de trabajo para el VL, mostraron una diferencia significativa en el ángulo del cigüeñal para el inicio entre el comienzo ($348^{\circ} \pm 22^{\circ}$) y el final ($328^{\circ} \pm 36^{\circ}$), y entre el intermedio ($333^{\circ} \pm 36^{\circ}$) y cargas de trabajo finales. El ángulo del cigüeñal para la compensación fue significativamente diferente entre las cargas de trabajo inicial ($100^{\circ} \pm 10^{\circ}$) y final ($109^{\circ} \pm 7^{\circ}$).

Los nueve participantes que mostraron una sola ráfaga en todas las cargas de trabajo para el VM, sólo mostraron una diferencia significativa en el ángulo de inicio del cigüeñal entre las cargas de trabajo inicial ($342^{\circ} \pm 30^{\circ}$) y final ($332^{\circ} \pm 36^{\circ}$), y entre las cargas intermedias ($340^{\circ} \pm 40^{\circ}$) y cargas de trabajo finales.

Entre los flexores de rodilla, sólo el SemT mostró un efecto principal de la carga de trabajo sobre el tiempo de activación (Fig. 3B y Tabla S2).

Para los ocho participantes que mostraron una sola ráfaga de activación del SemT, se encontró una diferencia significativa en el ángulo del cigüeñal para la compensación entre las cargas de trabajo inicial ($117^{\circ} \pm 18^{\circ}$) y final ($114^{\circ} \pm 36^{\circ}$), y entre las cargas intermedias ($117^{\circ} \pm 21^{\circ}$) y cargas de trabajo finales.

Como se ilustra en la Fig. 3A y en la Tabla S2, el Vint profundo se activó en sinergia con los extensores superficiales de la

rodilla en todas las cargas de trabajo. En contraste, la Fig. 3B y la Tabla S2 indican una sinergia considerablemente menor entre la BFS profunda y los flexores superficiales de la rodilla en todas las cargas de trabajo.

La figura 4 ilustra las ráfagas de actividad de los músculos profundos (Vint y BFS) en relación con los ángulos de la articulación de la cadera y la rodilla. El Vint estuvo activo durante la transición de la flexión de la rodilla a la extensión y de la flexión de la cadera a la extensión en todas las cargas de trabajo. La BFS estuvo activa predominantemente alrededor del punto muerto inferior en la carga de trabajo inicial, correspondiente a la transición de la extensión de la rodilla a la flexión y de la extensión de la cadera a la flexión. La BFS continuó su activación durante la flexión de la rodilla en ángulos del cigüeñal en los que los otros flexores de rodilla habían dejado de estar activos (ver también las figuras 1 y 3 y la tabla S2).

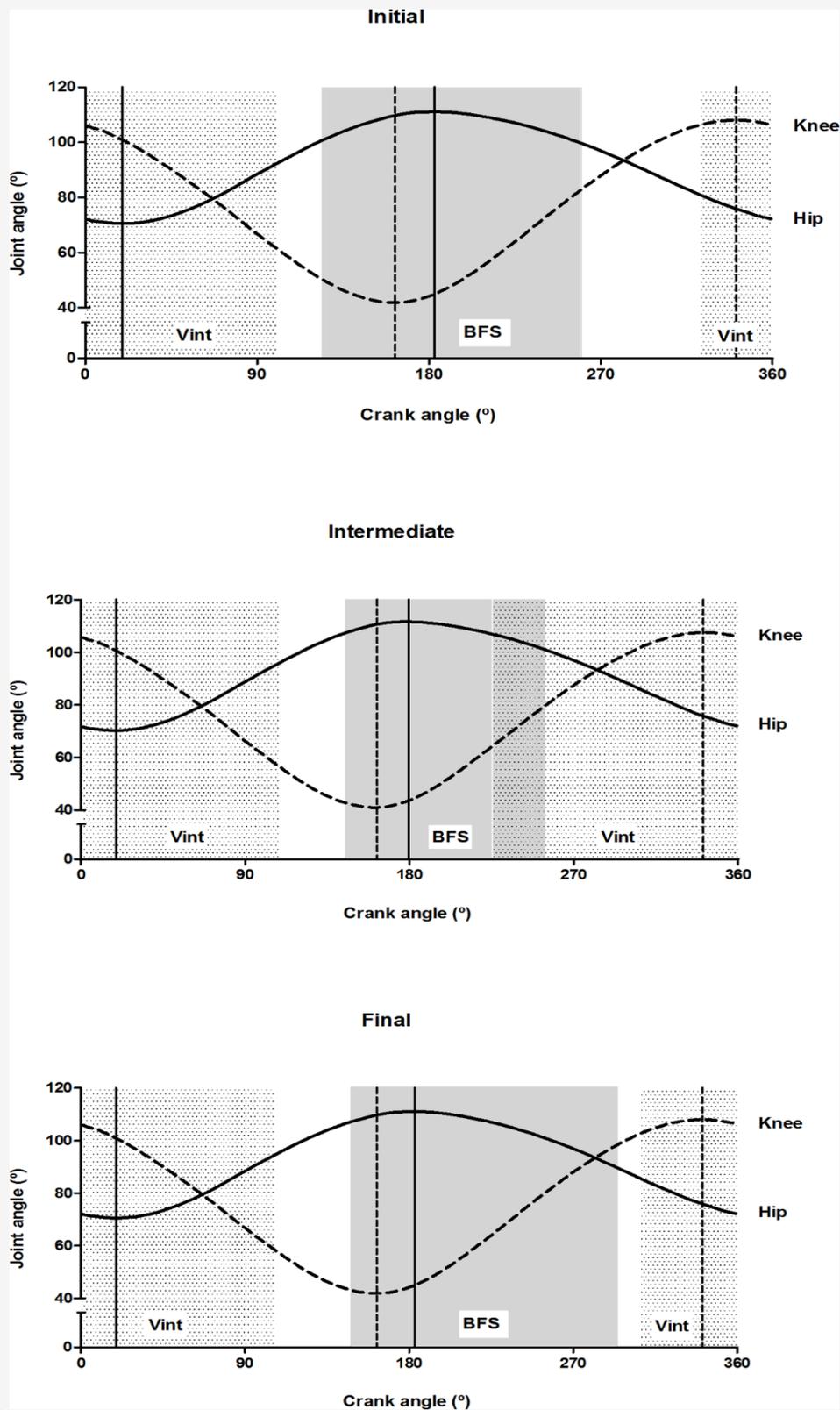


Figura 4. Ángulos de las articulaciones de la cadera y la rodilla con cargas de trabajo iniciales, intermedias y finales. Los períodos de activación de los músculos profundos (Vint y BFS) están indicados por las áreas sombreadas y las líneas verticales representan el ángulo del cigüeñal para la extensión y flexión máximas de la articulación de la cadera (línea continua) y de la rodilla (línea punteada).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.g004>

Ángulo del cigüeñal para la actividad máxima

El ángulo del cigüeñal en el que se produjo la actividad máxima del SemT difirió significativamente con el aumento de la carga de trabajo (Tabla 2 y Tabla S3). Los ángulos del cigüeñal en los que se produjo la activación muscular máxima no difirieron con la carga de trabajo para ningún otro músculo.

Tabla 2. Ángulos del cigüeñal en los que se produjo la actividad máxima promedio (media \pm SD).

| Muscles | Initial workload Crank angle for mean peak activity (°) | Intermediate workload Crank angle for mean peak activity (°) | Final workload Crank angle for mean peak activity (°) | p values |
|----------------------|--|---|--|----------|
| Knee flexor | | | | |
| BFS | 123 \pm 46 | 198 \pm 27 | 224 \pm 19 | |
| BFL | 111 \pm 51 | 105 \pm 21 | 108 \pm 27 | |
| SemM | 139 \pm 59 | 124 \pm 77 | 104 \pm 49 | |
| SemT | 132 \pm 22 # | 164 \pm 42 | 159 \pm 32 # | # 0.019 |
| Knee extensor | | | | |
| RF | 323 \pm 56 | 330 \pm 64 | 335 \pm 42 | |
| Vint | 343 \pm 70 | 8 \pm 60 | 22 \pm 34 | |
| VL | 32 \pm 25 | 43 \pm 19 | 12 \pm 43 | |
| VM | 47 \pm 19 | 61 \pm 42 | 35 \pm 39 | |

BFS (biceps femoris short head); BFL (biceps femoris long head); SemM (semimembranosus); SemT (semitendinosus); RF (rectus femoris); Vint (vastus intermedius); VL (vastus lateralis); VM (vastus medialis).

= significant difference between initial and final workloads.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.t002>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.t002>

Discusión

El principal hallazgo de este estudio fue que el Vint se activó en sinergia con los extensores superficiales de la rodilla, mientras que la sinergia entre la BFS y los flexores superficiales de la rodilla fue considerablemente menor. El nivel medio de activación de EMG de la BFS profunda no se vio afectado por el aumento de la carga de trabajo. Sin embargo, el Vint profundo se vio afectado por el aumento de la carga de trabajo. Los músculos superficiales RF, VL, VM, BFL y SemT y SemM aumentaron su nivel medio de activación EMG al aumentar la carga de trabajo. Se debe tener cuidado en la interpretación de los resultados debido al tamaño reducido de la muestra.

Hubo una variabilidad sustancial entre individuos en los inicios y compensaciones (OFF y OFFSET) de los músculos individuales, y algunos mostraron dos ráfagas de activación, mientras que otros mostraron una sola. Esto supuestamente significa que las variaciones entre los individuos en las propiedades musculares y otras características antropométricas podrían afectar la estrategia utilizada por el sistema nervioso para realizar la misma tarea. Entre los individuos que mostraron una sola ráfaga en todas las cargas de trabajo, los extensores monoarticulares de rodilla (VL y VM) mostraron una diferencia estadísticamente significativa en el tiempo de activación junto con el RF biarticular en cargas de trabajo crecientes, sin cambios en el ángulo del cigüeñal de la actividad máxima. El SemT fue el único flexor de rodilla que mostró una diferencia significativa en el tiempo de activación y fue el único músculo con diferencias en el ángulo del cigüeñal de la actividad máxima al aumentar la carga de trabajo.

Varios estudios han informado un aumento de la actividad de los extensores de la rodilla al aumentar la carga de trabajo en bicicleta [3, 22-24]. Ericson, Nisell [3] observaron un aumento significativo en la activación a 240W en comparación con 120W del RF y del VM. El presente estudio mostró que la activación muscular también aumenta a intensidades considerablemente más altas (rango: 190-350W). Se ha demostrado previamente que los músculos VL y VM aumentan su nivel de activación al aumentar la intensidad [4,25,26]. En el presente estudio, el VM mostró un aumento del 8% del nivel medio de activación de EMG desde la carga de trabajo inicial hasta al final, mientras que la activación EMG media del VL aumentó un 9% en las cargas de trabajo correspondientes.

El RF biarticular aumentó su nivel medio de activación EMG a través de cargas de trabajo y su patrón de activación fue similar a los resultados reportados por Blake, Champoux [9], quienes sugirieron que la contribución del RF a la producción de potencia durante el ciclismo aumenta ya antes del TDC y continúa en la fase de pedaleo descendente. De manera similar, Blake, Champoux [9], Candotti, Loss [27] también sugirieron que las mayores contribuciones del VL y del VM a la

producción de potencia ocurrieron durante la fase de pedaleo descendente, correspondiente a la activación más alta reportada aquí.

Con cargas de trabajo más altas, se ha demostrado que el tiempo de activación de los extensores de rodilla cambia a posiciones anteriores en el ciclo del cigüeñal [25,26,28]. Este cambio a un inicio más temprano se observó entre las personas que mostraban una sola ráfaga de activación de EMG para el RF, VL y VM con una compensación retrasada también encontrada para el RF y el VL desde la carga de trabajo inicial hasta la final.

El Vint profundo se activó en estrecha sinergia con el RF antes del TDC y con el VL y el VM durante la fase de pedaleo descendente en todas las cargas de trabajo. Esta activación del Vint antes del TDC puede deberse a un papel estabilizador profundo de la rodilla durante una fase de pedaleo donde la acción dominante del músculo del muslo es la flexión de la cadera por el RF y donde la extensión de la rodilla no parece ser necesaria para la producción del torque, lo que podría indicar una función estabilizadora no específica de dirección del Vint. Este puede ser un papel estabilizador local similar al que se supone que tienen los músculos profundos en las regiones de la columna cervical y lumbar, en comparación con los músculos más superficiales específicos de la dirección [29,30].

Tanto el RF como el Vint mostraron un ángulo del cigüeñal para la actividad máxima antes del TDC en la carga de trabajo inicial, mientras que en la carga de trabajo final, la actividad máxima del Vint tendía a ocurrir durante la fase de propulsión junto con los músculos vastos. Los resultados presentados aquí sugieren que a mayor intensidad, el músculo Vint tiende hacia una modificación en la coordinación muscular para mantener la potencia. Esto parece estar más en sinergia con los músculos vastos en cargas de trabajo más altas. El tiempo de activación del RF más prolongado con cargas de trabajo más altas puede indicar una mayor contribución a la flexión de la cadera y también puede ayudar en la coordinación de la extremidad inferior antes de la fase de propulsión. Un estudio anterior informó una ráfaga EMG doble en tres participantes y una ráfaga EMG única en los seis participantes para el RF durante una carga de trabajo menor (190W) [14]. Sin embargo, en el presente estudio se observó una doble ráfaga no sólo para el RF, sino también para otros músculos. Esta discrepancia puede explicarse por los diferentes valores EMG máximos que se utilizan en los dos estudios para la normalización y el cálculo de los umbrales que definen el inicio y el final (compensación). El análisis estadístico se realizó sólo para los participantes que mostraron ráfagas únicas para todas las cargas de trabajo.

La BFL, el SemM y el SemT también mostraron aumentos significativos en el nivel medio de activación EMG con el aumento de la carga de trabajo, lo que está de acuerdo con estudios previos en los que los músculos flexores de la rodilla más comúnmente investigados han sido el bíceps femoral (sin embargo, no separados en BFL y BFS) y el SemM [3,5,10,11,23].

Aunque ambas porciones del bíceps femoral comparten el mismo tendón distal y aponeurosis profunda, estos músculos tienen diferentes tiempos de activación durante el ciclo de pedaleo. La activación de la BFL fue más prominente durante la fase de pedaleo descendente en todas las cargas de trabajo, mientras que la activación de la BFS ocurrió más tarde, cruzando el punto muerto inferior hacia la fase de pedaleo ascendente. Un comportamiento similar del SemT sugiere que estos flexores de la rodilla contribuyen a la producción de potencia no sólo durante la fase de pedaleo descendente como se describe en otra parte [31], sino también durante la fase de pedaleo ascendente. En la fase de pedaleo descendente, la BFL presumiblemente contribuye a extender la cadera, mientras que la activación de la BFS resistiría la extensión requerida de la rodilla y también puede tener una función estabilizadora posterior de la rodilla. El único músculo flexor de la rodilla con diferencias significativas en el tiempo de activación de la compensación y del ángulo del cigüeñal de actividad máxima entre cargas de trabajo fue el SemT entre las cargas de trabajo inicial y final.

El SemM se activó en gran medida en sinergia con la BFL en lugar de con la BFS, lo que indica que este músculo biarticular también contribuye a la extensión de la cadera en la fase de pedaleo hacia abajo, ayudando a los extensores de la rodilla en la producción de potencia y posiblemente reduciendo los efectos de fatiga en los extensores de la rodilla [31,32]. Durante la fase ascendente en la que la flexión de la rodilla se combina con la flexión de la cadera, el SemT parece activarse en sinergia junto con la BFS. Sin embargo, el SemT se activa antes (alrededor del punto muerto inferior) mientras que la BFS profunda parece tener un mayor retraso en el tiempo de activación.

Los aumentos en el nivel medio de activación de EMG sugieren un mayor esfuerzo requerido para producir suficiente potencia muscular con cargas de trabajo crecientes, lo que se refleja en el aumento de la frecuencia cardíaca y el esfuerzo percibido. Dos participantes no alcanzaron la carga de trabajo máxima del protocolo incremental de 20 minutos, con cargas de trabajo máximas de 270W y 310W y el máximo de 20 en la escala de Borg respectivamente.

Todos los demás participantes completaron el protocolo incremental (350W), con un esfuerzo máximo percibido que varió de 17 a 19 en la escala de Borg. El alto esfuerzo percibido en la carga de trabajo más alta indicó una fatiga considerable en las etapas finales de la prueba incremental. Estudios previos han demostrado que al pedalear con una carga de trabajo constante, los músculos reclutan progresivamente unidades motoras adicionales y aumentan la velocidad de descarga para mantener la potencia muscular en ese nivel de intensidad [4,25,33,34]. El aumento de los niveles de activación de EMG

observados en el presente estudio, por lo tanto, presumiblemente también reflejó un aumento de la activación requerida para compensar la fatiga muscular. Según Enders, von Tscharnher [35], el RF juega un papel clave en la coordinación de los segmentos de la pelvis y el muslo con una carga de trabajo alta (300W) y parece ser el primer músculo susceptible a la fatiga muscular, seguido del VL y del VM [25]. Sin embargo, para comprender mejor el papel mecánico del RF, serían necesarios los patrones de activación de más músculos que cruzan la cadera y la rodilla [25].

El presente estudio apoya estudios previos sobre la activación EMG superficial muscular del muslo a intensidades más altas [4,22,25,26], lo que sugiere que tanto el cuádriceps superficial como los isquiotibiales se reclutan significativamente más con cargas de trabajo más altas. Los resultados relacionados con el Vint profundo indican que este músculo también contribuye al aumento de la potencia generada en la fase de descenso.

Los electrodos de alambre fino proporcionan una solución atractiva para evaluar la activación neuromuscular de los músculos a los que es difícil acceder con electrodos de superficie. En ciclismo, Chapman, Vicenzino [16] informaron que los registros de alambre fino guiados por ultrasonido en la parte inferior de la pierna eran factibles y estaban de acuerdo con los patrones de activación observados con electrodos superficiales. También se ha informado que este tipo de electrodo tiene una confiabilidad similar a la de los electrodos superficiales [36]. La EMG intramuscular es apropiada en aplicaciones que requieren grandes rangos de movimiento combinados con mayor velocidad, ya que el cable es flexible y sigue el movimiento muscular debajo de la piel. Existe el riesgo de que la punta del electrodo de registro se desplace durante el movimiento; sin embargo, este riesgo se redujo al mínimo porque las secciones de alambre externas se pegaron cuidadosamente a la piel con un bucle largo. Los valores atípicos en los niveles medios de activación de EMG que se eliminaron en el análisis estadístico indican que, sin embargo, puede haber habido alguna alteración de la posición interna de los electrodos en estos casos. Finalmente, se debe tener cuidado al insertar los electrodos para que no entren en contacto con nervios o vasos sanguíneos, y se pueden experimentar algunas molestias. Sin embargo, ningún participante de este estudio expresó malestar durante el protocolo de ciclismo.

El pequeño tamaño de la muestra en el presente estudio debe tenerse en cuenta al interpretar los efectos observados del aumento de la carga de trabajo sobre la activación de EMG. Estudios previos similares que utilizan EMG intramuscular durante el ciclismo también han tenido tamaños de muestra similares (9-12 participantes) [1,16,21,37,38]. Sin embargo, los tamaños de las muestras se redujeron aún más en algunos casos en este estudio debido a la dificultad para encontrar un sitio de inserción de electrodos robusto (BFS) o valores atípicos eliminados. Esto debe tenerse en cuenta al interpretar los resultados presentados.

En el futuro, la información EMG de más músculos combinada con los datos cinéticos de los pedales ayudaría a una comprensión más completa de la función muscular durante el ciclismo. Se requiere más investigación utilizando la técnica de alambre fino con más participantes para consolidar los resultados presentados aquí y esto es especialmente relevante para obtener más información sobre la función de la BFS. Además, se podrían comparar diferentes protocolos de ciclismo para explorar los efectos de distintas combinaciones de fatiga y carga de trabajo.

Conclusión

La EMG intramuscular en ocho músculos del muslo mostró que el nivel medio de activación de EMG se incrementaba con el aumento de la carga de trabajo para los músculos RF, VM, VL, Vint, BFL SemM y SemT. El Vint profundo pareció activarse en sinergia con los extensores superficiales de la rodilla, mientras que la BFS mostró un patrón de activación diferente en comparación con los flexores superficiales de la rodilla. La BFS también tuvo su ángulo de actividad máxima durante la fase de pedaleo descendente en la carga de trabajo inicial, sin embargo, esto se desplazó hacia la fase de pedaleo ascendente cuando se incrementó la carga de trabajo. Los resultados de la actividad de la BFS durante el ciclismo indicaron un papel único de este músculo en la flexión de la rodilla cuando la cadera se flexiona simultáneamente. Este papel específico de la BFS debería investigarse más a fondo. El tiempo de activación aumentó significativamente con cargas de trabajo más altas para el RF, VL, VM y SemT.

Información de apoyo

S1 Fig. Patrón de doble activación (media \pm SD) en cargas de trabajo inicial, intermedia y final.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.s001>

Tabla S1. Nivel medio de activación de EMG para todo el ciclo de pedaleo en cargas de trabajo inicial, intermedia y final. Los valores atípicos que se desvían de la media en más de dos desviaciones estándar se eliminaron del análisis estadístico. Estos se indican mediante celdas vacías, la media general y la SD se calcularon en todos los participantes.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.s002>

Tabla S2. Inicio y compensación de EMG en cargas de trabajo iniciales, intermedias y finales.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.s003>

Tabla S3. Ángulos del cigüeñal en los que se produjo el pico de actividad en las cargas de trabajo inicial, intermedia y final. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014.s004>

Agradecimientos

Agradecemos al Ministerio de Educación de Brasil (CAPES) por la beca internacional de doctorado.

REFERENCIAS

1. Efecto del Aumento de la Carga de Trabajo Sobre la Actividad de los Músculos Extensores y Flexores de la Rodilla Durante el Ciclismo, Medido con Electromiografía Intramuscular. (2018). Para ver las referencias bibliográficas remitirse al artículo original: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014>

Cita Original

da Silva JCL, Ekblom MM, Tarassova O, Andersson E, Rönquist G, Grundström H, et al. (2018) Effect of increasing workload on knee extensor and flexor muscular activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. PLoS ONE 13(8): e0201014. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201014>