

Selected Papers from Impact

Análisis Cinemático y Electromiográfico de Variaciones en el Ejercicio Nórdico de Isquiotibiales

Kinematic and Electromyographic Analysis of variations in Nordic Hamstring Exercise

Nejc Šarabon^{1,2}, Jan Marušič¹, Goran Marković^{3,4} y Žiga Kozinc^{1,5}

¹University of Primorska, Faculty of Health Sciences, Izola, Slovenia

²S2P, Science to practice, Ltd., Laboratory for Motor Control and Motor Behavior, Ljubljana, Slovenia

³University of Zagreb, Faculty of Kinesiology, Zagreb, Croatia

⁴Motus Melior Ltd., Zagreb, Croatia

⁵University of Primorska, Andrej Marušič Institute Koper, Slovenia

Disponibilidad de datos: todos los archivos de datos están disponibles en la base de datos de Zenodo (enlace de acceso <https://zenodo.org/record/3257361#.XRNSOegzZPY>).

Financiamiento: S2P, Ltd y Motus Melior, Ltd. proporcionaron apoyo en forma de sueldos para los autores NŠ y GM, respectivamente, pero no tuvieron ningún papel adicional en el diseño del estudio, la recopilación y análisis de datos, la decisión de publicar o la preparación del artículo. NŠ también recibió apoyo financiero de la Agencia de Investigación de Eslovenia a través del programa "Kinesiología de deportes monoestructurales, poliestructurales y convencionales" (P5-0147 (B)), que no tuvo ningún papel adicional en el diseño del estudio, recopilación y análisis de datos, decisión de publicar o preparar este artículo.

Conflicto de intereses: NŠ y GM fueron empleados por empresas comerciales, S2P, Ltd. y Motus Melior, Ltd. Las empresas no tuvieron ningún papel adicional en el diseño del estudio, recopilación y análisis de datos, decisión de publicación o preparación del artículo. Esto no altera la adherencia de los autores a las políticas de PLOS ONE sobre el intercambio de datos y materiales.

RESUMEN

El propósito de este estudio fue presentar y evaluar biomecánicamente distintas variaciones del ejercicio nórdico de isquiotibiales (NHE), logrado al alterar la pendiente del soporte de la pierna y asumiendo diferentes ángulos de la flexión de la cadera. Se realizaron mediciones electromiográficas y cinemáticas en 2D para analizar la actividad muscular (bíceps femoral, semitendinoso, glúteo mayor, erector espinal y cabeza lateral del gastrocnemio), torques articulares de rodilla y cadera durante 6 variaciones del NHE. El estudio involucró a 18 adultos (24.9 ± 3.7 años) con experiencia previa en entrenamiento de la fuerza, pero con poca o ninguna experiencia con el NHE. El aumento de la inclinación del soporte de la parte inferior de la pierna de 0° (NHE estándar) a 20° y 40° permitió a los participantes realizar el ejercicio a través de un rango de movimiento más amplio, mientras lograban torques máximos de rodilla y cadera similares. Las instrucciones para aumentar la flexión de la cadera de 0° (NHE estándar) a 25°, 50° y 75° resultaron en un mayor torque máximo de la rodilla y la cadera, aunque los participantes no pudieron mantener el ángulo de la cadera en 50° ni en 75°. La actividad

muscular disminuyó o permaneció similar en todas las variaciones modificadas en comparación con el NHE estándar para todos los músculos medidos. Nuestros resultados sugieren que el uso de las variaciones presentadas del NHE podría contribuir a la optimización de los programas de rehabilitación y prevención de lesiones de los isquiotibiales, proporcionando una dificultad adecuada para el nivel de fuerza del individuo y también permitiendo el fortalecimiento excéntrico en longitudes de los isquiotibiales más largos.

Palabras Clave: Isquiotibiales, cinemática, EMG, Ejercicio Nórdico

ABSTRACT

The purpose of this study was to present and biomechanically evaluate several variations of the Nordic hamstring exercise (NHE), achieved by altering the slope of the lower leg support and by assuming different hip flexion angles. Electromyographic and 2D kinematic measurements were conducted to analyse muscle activity (biceps femoris, semitendinosus, gluteus maximus, erector spine and lateral head of the gastrocnemius), knee and hip joint torques during 6 variations of NHE. The study involved 18 adults (24.9 ± 3.7 years) with previous experience in resistance training, but with little or no experience with NHE. Increasing the slope of the lower leg support from 0° (standard NHE) to 20° and 40° enabled the participants to perform the exercise through a larger range of motion, while achieving similar peak knee and hip torques. Instructions for increased hip flexion from 0° (standard NHE) to 25° , 50° and 75° resulted in greater peak knee and hip torque, although the participants were not able to maintain the hip angle at 50° nor 75° . Muscle activity decreased or remained similar in all modified variations compared to the standard NHE for all measured muscles. Our results suggest that using the presented variations of NHE might contribute to optimization of hamstring injury prevention and rehabilitation programs, by providing appropriate difficulty for the individual's strength level and also allow eccentric strengthening at longer hamstring lengths.

Keywords: Hamstrings, Kinematics, EMG, Nordic Exercise

INTRODUCCIÓN

El ejercicio nórdico de isquiotibiales (*Nordic hamstring exercise*, NHE) se usa comúnmente en los protocolos de acondicionamiento de los isquiotibiales, especialmente para la prevención de lesiones. Los estudios han demostrado que la implementación del NHE en el proceso de entrenamiento puede reducir significativamente la incidencia de lesiones por distensión de los isquiotibiales en los deportes de carrera de alta velocidad [1,2]. Además, se han demostrado numerosas adaptaciones neuromusculares positivas después de realizar el NHE. Por ejemplo, se informó una mejora significativa en la fuerza excéntrica de los isquiotibiales después de una implementación de 4 a 10 semanas de entrenamiento de NHE [3-5]. Iga y cols. [4] también han informado una mejora en la fuerza excéntrica de los isquiotibiales a tres velocidades angulares ($60^\circ/\text{seg}$, $120^\circ/\text{seg}$ y $240^\circ/\text{seg}$) después de una intervención de NHE de 4 semanas, a pesar de que el NHE se realizó a un ritmo relativamente lento. Las mejoras a velocidades angulares más altas son probablemente una de las razones por las que el NHE es eficaz para la prevención de lesiones por distensión de los isquiotibiales, considerando que la mayoría de las lesiones por distensión de los isquiotibiales ocurren a altas velocidades de movimiento (es decir, al hacer un sprint). Además, se ha demostrado un efecto de alargamiento significativo sobre los fascículos de los músculos isquiotibiales resultante de un protocolo de fortalecimiento excéntrico de los isquiotibiales [6-11]. En consecuencia, varios grupos de investigación informaron cambios del torque máximo de la rodilla hacia una posición más cercana a la extensión completa de la rodilla (es decir, hacia una longitud más larga de los isquiotibiales) [5,8,12,13], que es otro mecanismo que probablemente contribuya a una menor incidencia de distensión de las lesiones de isquiotibiales, ya que estas ocurren con mayor frecuencia en las longitudes más largas de los isquiotibiales.

Aunque la eficacia del NHE está bien documentada, varios autores han señalado que el NHE tiene posibles desventajas. Brughelli y Cronin [14] han expresado dudas acerca de si el NHE causa suficiente actividad de los isquiotibiales para un fortalecimiento excéntrico óptimo en su fase final (en ángulos de flexión de rodilla más pequeños). Además, Ditroilo y cols. [15] informaron que el pico de actividad electromiográfica (EMG) de los isquiotibiales se puede observar a $65.4 \pm 8.4^\circ$ de la flexión de rodilla durante el NHE y que se observa una disminución marcada a 45° de la flexión de rodilla. Tillaar y cols. [16] informaron un ángulo de flexión de la rodilla similar en el pico de activación de los isquiotibiales. También mostraron un aumento en el ángulo de flexión de la cadera en la posición de máxima actividad de los isquiotibiales, lo que indica

dificultad para realizar el NHE en una forma óptima. Por lo tanto, el problema potencial del NHE es la dificultad general del ejercicio. Sólo los atletas lo suficientemente fuertes pueden aprovechar al máximo el ejercicio, con un descenso activo que dura hasta la posición de la rodilla casi completamente extendida. Dado que la mayoría de los músculos isquiotibiales también cruzan la cadera además de la rodilla, realizar el NHE con una posición neutral de la cadera no permite fortalecer los isquiotibiales en las longitudes más largas. Esto podría ser un inconveniente importante del NHE, puesto que la mayoría de las lesiones por distensión de los isquiotibiales durante el sprint [17] ocurren en la parte final de la fase de balanceo cuando el complejo del tendón de los isquiotibiales alcanza una longitud significativamente mayor en comparación con el NHE, debido a que es significativamente mayor la flexión de la cadera (55–65°)[18]. Por lo tanto, la versión estándar del NHE podría no ser un ejercicio óptimo para prevenir las lesiones por distensión de los isquiotibiales. Recientemente, se han hecho intentos para modificar el NHE con el fin de eliminar sus inconvenientes [19], sin embargo, los efectos de las diferentes variaciones del NHE sobre los parámetros biomecánicos y la actividad muscular aún no se han testeado a fondo.

El propósito de este estudio fue presentar y evaluar biomecánicamente las variaciones del NHE potencialmente mejoradas que se obtuvieron con (i) cambiar la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna y (ii) cambiar las instrucciones del ángulo de la articulación de la cadera. Estos ajustes posiblemente podrían eliminar las desventajas existentes del NHE estándar. La inclusión de diferentes variaciones del NHE en el régimen de entrenamiento de un individuo podría contribuir a adaptaciones de los músculos isquiotibiales más grandes o más rápidas y mejorar aún más su eficacia en la prevención de lesiones por distensión de los isquiotibiales. En nuestra evaluación de diferentes variaciones del NHE, nos centramos principalmente en las diferencias en los torques y ángulos máximos en las articulaciones de la rodilla y la cadera, así como en la actividad EMG máxima. Planteamos la hipótesis de que ambos enfoques de las modificaciones del NHE (es decir, aumentar la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna e instruir para mantener un ángulo de flexión de la cadera más grande durante el NHE) permitirían a los participantes alcanzar similares torques máximos en la articulación de la rodilla y la cadera con longitudes de los isquiotibiales (reflejadas en ángulos de articulación de rodilla y/o cadera más grandes), en comparación con el NHE estándar. Además, planteamos la hipótesis de que la actividad EMG máxima de todos los músculos medidos también seguiría siendo similar para todas las variaciones del NHE.

MÉTODOS

Participantes

Dieciocho voluntarios sanos (5 mujeres, 13 hombres) participaron en el estudio. Las características de la muestra fueron (media \pm SD): edad 24.9 \pm 3.7 años, masa corporal 74.1 \pm 14.1 kg, altura corporal 176.0 \pm 8.9 cm, IMC 23.7 \pm 2.6 kg/m², grasa corporal 15.9 \pm 4.3%, masa muscular 79.9 \pm 4.2%. Se determinó a priori un tamaño de muestra mínimo de 15 participantes para un poder estadístico del 80%, un error alfa de 0.05 y un tamaño del efecto de 0.5. Los criterios de inclusión fueron: realizar actividad física regular, experiencia con entrenamiento de fuerza, poca o ninguna experiencia con el ejercicio NHE y la capacidad de descender activamente al menos al 50% del rango de movimiento en el NHE estándar. Los criterios de exclusión fueron: lesiones neuronales, musculares, esqueléticas o del tejido conjuntivo durante los últimos 12 meses en la zona de la espalda, caderas y piernas. Todos los participantes fueron informados sobre el propósito y el contenido del estudio y dieron su consentimiento informado por escrito antes de participar. La persona que se muestra en la Figura 1 y la Figura 2 ha proporcionado su consentimiento informado por escrito (como se describe en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar su imagen junto con el artículo. El estudio fue aprobado por el Comité Nacional de Ética Médica (0120-690/2017/8) y realizado de acuerdo con la Declaración de Helsinki.

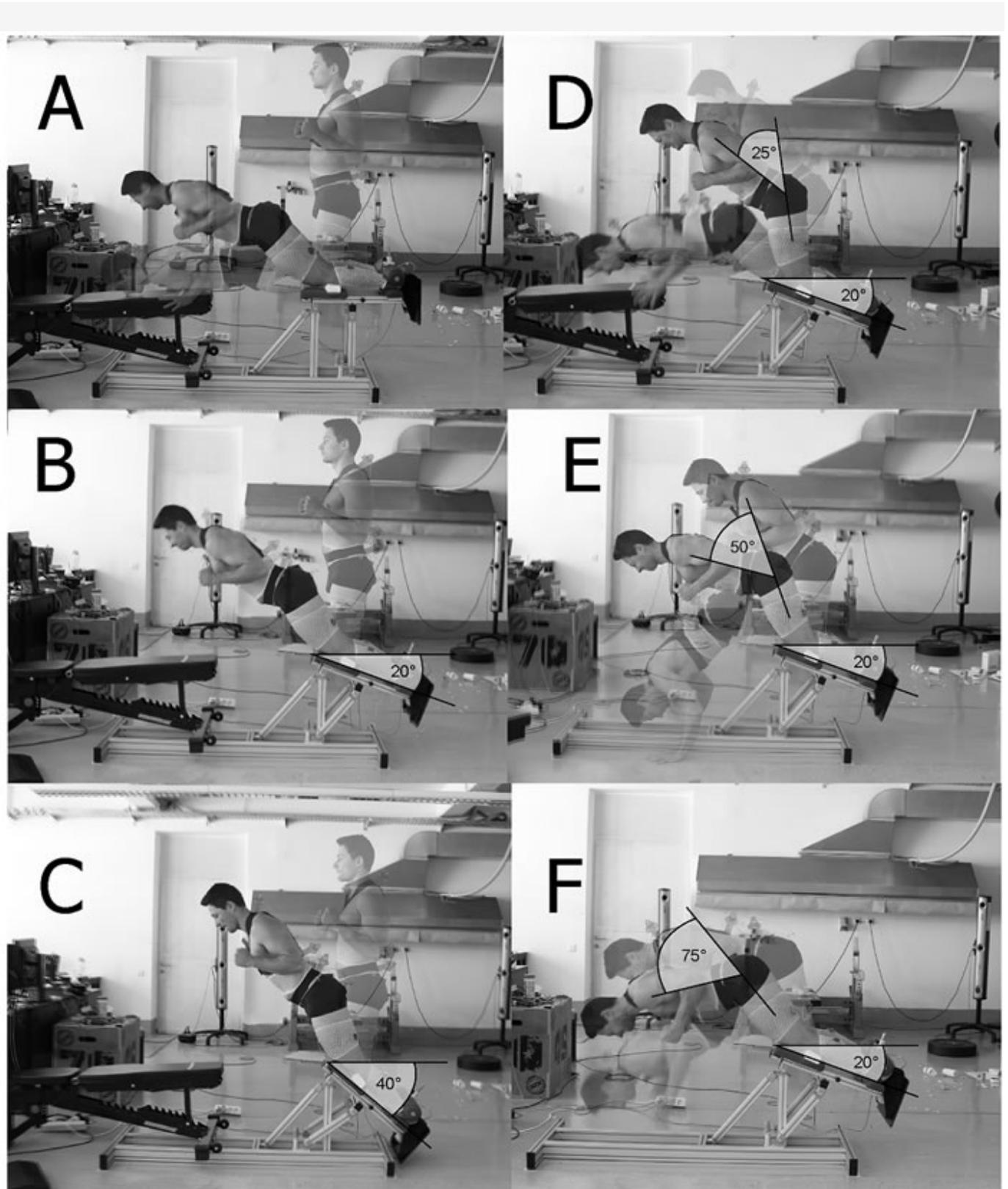


Figura 1. Representación de las variaciones del NHE.

El NHE estándar (A) se modificó cambiando la inclinación del soporte de la parte inferior de la pierna (B-20°, C-40°) e instruyendo a los participantes a mantener diferentes ángulos de flexión de la cadera durante todo el movimiento (D-25°, E-50°, F-75°).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g001>

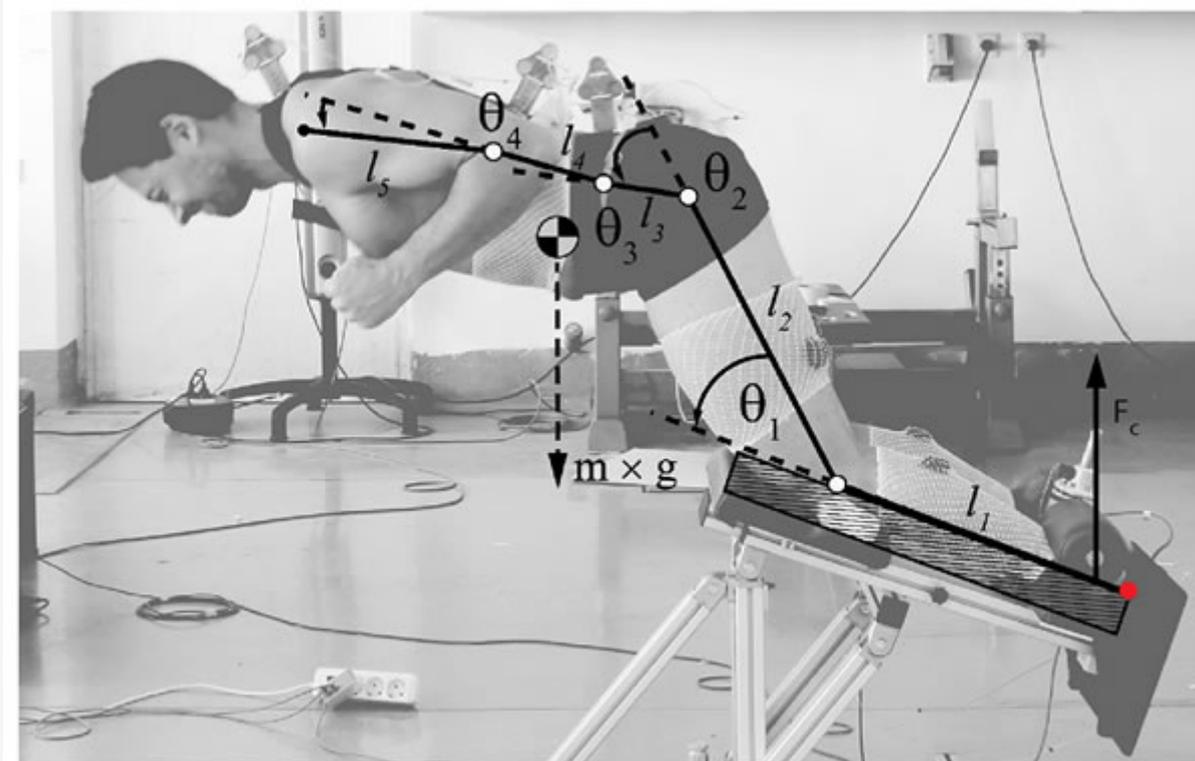


Figura 2. Modelo del plano dinámico inverso.

El participante que realizaba el movimiento de esta acción fue representado por un modelo de cinco segmentos. Los ángulos de segmento para la tibia (I1), muslo (I2), pelvis (I3), columna lumbar (I4) y columna torácica (I5) se definieron como se muestra. El origen del modelo, que es también el punto donde se fija el modelo a la base, está marcado con un punto rojo. La F_c (fuerza de contacto) se midió con el dinamómetro incorporado.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g002>

Protocolo de estudio

Para evaluar las diferencias biomecánicas entre las variaciones del NHE, se utilizó un diseño de estudio transversal de única visita. Antes del calentamiento, se midió la masa corporal, el porcentaje de grasa corporal y el porcentaje de masa muscular utilizando una escala de bioimpedancia (Tanita MC-980MA, Tanita, Tokio, Japón). Luego, los participantes realizaron un calentamiento, consistente en actividad aeróbica ligera (6 minutos de pasos alternados sobre un box de 25 cm de altura), 8 repeticiones de ejercicios de estiramiento dinámico (círculos de cadera, flexión de cadera hacia adelante, atrás y lateral, balanceo de piernas) y 10 repeticiones de ejercicios de fuerza con el peso corporal (sentadillas, elevación de talones, puentes de cadera, abdominales *jakknife* y extensiones de cadera). Después del calentamiento, se colocaron los electrodos EMG y los marcadores cinemáticos (las ubicaciones detalladas se describen en párrafos posteriores). Se realizaron cinco repeticiones de cada variación, con 2 repeticiones de familiarización adicionales antes de cada variación del NHE. La pausa entre las variaciones del NHE fue de 3 minutos, mientras que el descanso entre la familiarización y las pruebas reales de las mismas variaciones fue de 2 minutos. La pausa entre cada repetición dentro de cada variación del NHE fue suficiente para que el sujeto volviera cómodamente a la posición inicial (5-10 segundos). El orden de las variaciones fue aleatorio entre los participantes. Después de realizar todas las variaciones del NHE, se eliminaron los marcadores cinemáticos y los participantes realizaron contracciones isométricas voluntarias máximas (MVC) con el propósito de la normalización EMG. Para cada músculo, se realizaron 3 repeticiones de esfuerzo isométrico máximo de 3 segundos contra una resistencia externa de la siguiente manera: extensión del tronco en un dinamómetro isométrico (S2P, Science to practice, Ltd., Ljubljana, Eslovenia) en una posición erguida con la pelvis fija para los músculos erectores de la columna vertebral, extensión de la cadera en decúbito prono en una cama de fisioterapia contra correas fijas, colocadas justo por encima de la rodilla, con flexión de rodilla de 90° para el glúteo mayor, flexión plantar contra resistencia externa en posición neutra del tobillo en una postura erguida (intentando levantar una barra olímpica cargada en una máquina Smith, usando sólo la articulación del tobillo) para la cabeza lateral del gastrocnemio y la flexión de la rodilla en decúbito prono sobre una cama de fisioterapia contra correas fijas, colocadas sobre el hueso calcáneo, con la rodilla flexionada a 45° para el bíceps femoral y semitendinoso. El ángulo de la rodilla se determinó a la vista de los estudios previos [20-22],

que mostraban el mayor torque de flexión de la rodilla durante las pruebas isocinéticas y una actividad EMG similar del bíceps femoral y el semitendinoso a 45° de la flexión de la rodilla. El examinador proporcionaba un fuerte estímulo verbal durante todas las pruebas de MVC.

Variaciones del ejercicio Nórdico de isquiotibiales

Para la implementación de todas las variaciones del NHE, se utilizó un dispositivo de diseño personalizado con longitud y pendiente ajustables del soporte de la parte inferior de la pierna (S2P, Science to practice, Ltd., Ljubljana, Eslovenia). La tabla 1 y la figura 1 muestran las diferencias claves entre las variaciones del NHE utilizadas en este estudio.

Tabla 1. Diferencias claves entre variaciones del NHE.

Variations in Fig 1	Slope of the lower leg support	Hip flexion instruction
A	0°	0°
B	20°	0°
C	40°	0°
D	20°	25°
E	20°	50°
F	20°	75°

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.t001>

Se utilizaron tres pendientes diferentes (0°, 20°, 40°) de apoyo para la parte inferior de la pierna y cuatro posiciones de flexión de la cadera (0°, 25°, 50° y 75°). Para todas las variaciones con diferentes instrucciones de ángulo de la cadera, la inclinación del soporte de la parte inferior de la pierna se estableció en 20°. Se debe tener en cuenta que la cantidad de flexión de la cadera se refiere a la instrucción del investigador y no fue necesariamente mantenida por los participantes hasta el final del rango de movimiento. Antes de cada repetición, se determinó la flexión adecuada de la cadera utilizando un goniómetro. A los participantes se les indicó que colocaran las manos a lo largo del cuerpo, con una flexión del codo de aproximadamente 130° en todas las variaciones (Fig. 1).

Adquisición y procesamiento de datos

Las fuerzas de contacto se midieron a una frecuencia de muestreo de 500 Hz en el soporte del tobillo (Figura 2) utilizando un dinamómetro incorporado (Optoforce 3D, Budapest, Hungría). Los datos de la trayectoria del marcador tridimensional se recopilaron a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, utilizando el sistema de captura de movimiento 3D Optotrak Certus con 2 cámaras (NDI Inc., Ontario, Canadá). Se colocaron marcadores activos (unilateralmente) en las marcas óseas del tobillo (maléolos laterales), rodilla (cóndilo lateral de la tibia) y cadera (trocánter mayor). Además, se aseguraron cinco grupos de marcadores rígidos a la pelvis (agrupados en el sacro), la región lumbar (agrupados cerca del nivel torácico de la T12), la parte superior del cuerpo (agrupados cerca del nivel cervical de la C7) y la parte media superior y media inferior del brazo. Los pequeños vacíos de datos faltantes se completaron utilizando el método de interpolación lineal. Las señales 'se suavizaron' utilizando un filtro Butterworth de cuarto orden de baja frecuencia, con una frecuencia de corte de 5 Hz [23]. Los pares articulares se calcularon utilizando un modelo de plano dinámico inverso (2D), construido con un método segmentario [24,25] y utilizando los parámetros inerciales de los segmentos de Leva [26]. El modelo constaba de 5 segmentos (tibia, muslo, pelvis, columna lumbar y torácica) y 4 articulaciones (rodilla-q1, cadera-q2, lumbar-q3 y torácica-q4) y se fijaba a la base en el inicio del primer segmento (Fig 2). Los momentos articulares 2D se calcularon luego en MATLAB 2015b (The MathWorks, Natick, EE. UU.) En el que usamos el paquete Spatial_v2 como por Featherstone [27]. Las principales medidas de resultado fueron el torque máximo de la rodilla, el torque máximo de la cadera (no necesariamente alcanzado en el mismo momento durante el ejercicio) y el torque máximo de la cadera + rodilla (la suma más alta de los torques en el mismo momento). Además, calculamos los ángulos de rodilla, cadera, cadera + rodilla y lumbo-pélvico en el momento del pico de torsión de cadera + rodilla.

Para la evaluación de la actividad EMG se utilizó el sistema inalámbrico Trigno Delsys (Delsys Inc., Massachusetts, EE. UU.), con electrodos inalámbricos autoadhesivos pre-amplificados (dimensiones: 27 x 37 x 15 mm; masa: 14.7 g; material del electrodo: plata; dimensión de contacto: 5 x 1 mm) colocados bilateralmente sobre los músculos erectores de la

columna, glúteo mayor, bíceps femoral, semitendinoso y cabeza lateral del gastrocnemio. Antes de la colocación de los sensores, la piel sobre los músculos se afeitó, se frotó y limpió con alcohol. Los sensores EMG se colocaron de acuerdo con las recomendaciones del SENIAM [28], como se muestra en la Tabla 2. Su ubicación se confirmó con palpación y contracciones musculares isométricas.

Tabla 2. Ubicaciones y orientaciones de los sensores electromiográficos para diferentes músculos, según lo recomendado por SENIAM [28]

Muscle	Location	Orientation
Erector Spinae	At 2 finger width lateral from the proc. spin. of L1.	Vertical.
Gluteus Maximus	At 50% on the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter.	In the direction of the line from the posterior superior iliac spine to the middle of the posterior aspect of the thigh.
Biceps Femoris	At 50% on the line between the ischial tuberosity and the lateral epicondyle of the tibia.	In the direction of the line between the ischial tuberosity and the lateral epicondyle of the tibia.
Semitendinosus	At 50% on the line between the ischial tuberosity and the medial epicondyle of the tibia.	In the direction of the line between the ischial tuberosity and the medial epicondyle of the tibia.
Lateral head of the gastrocnemius	At 30% on the line between the head of the fibula and the heel.	In the direction of the line between the head of the fibula and the heel.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.t002>

Los datos de EMG se adquirieron a 2000 Hz y se procesaron en el siguiente orden: 1) filtración de paso de banda utilizando un filtro de segundo orden de Butterworth (20-500 Hz), 2) rectificación, utilizando la función de raíz cuadrada media (longitud de ventana de 0.05 segundos y superposición punto por punto), 3) suavizado, utilizando la función de media móvil (longitud de ventana de 0.05 segundos y superposición punto por punto). La principal medida de resultado fue la actividad EMG máxima para todos los músculos, que se determinó como el valor medio más alto en una longitud de ventana de 0.25 y se expresó como porcentaje de la actividad EMG máxima durante las pruebas de MVC (procesada en el mismo orden y calculada como valor máximo en una longitud de ventana de 0.25, que está en consonancia con estudios anteriores) [29].

Análisis estadístico

Los datos se procesaron estadísticamente en el programa informático SPSS 22 (IBM, Nueva York, EE. UU.). Se calcularon las estadísticas descriptivas y se informaron como media \pm SD (desviación estándar). Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para probar la normalidad y la prueba de Levene para la igualdad de varianzas. Las diferencias entre las variables correspondientes obtenidas de diferentes variaciones del NHE se testearon con el análisis de la varianza para mediciones repetidas. Para las comparaciones por pares, se utilizaron *t*-tests *post-hoc* de 2 extremos emparejadas con corrección de Bonferroni. Además, los tamaños del efecto se calcularon (*d* de Cohen) y se interpretaron como pequeños ($d = 0.2$), moderados ($d = 0.5$) y grandes ($d = 0.8$) [30]. El nivel de significación estadística se estableció en $p < 0.05$ para todos los análisis.

Resultados

Todos los participantes realizaron todas las variaciones del NHE. En la figura 3 se muestra un ejemplo del torque articular, ángulos articulares y señales de la actividad EMG sin procesar para una repetición.

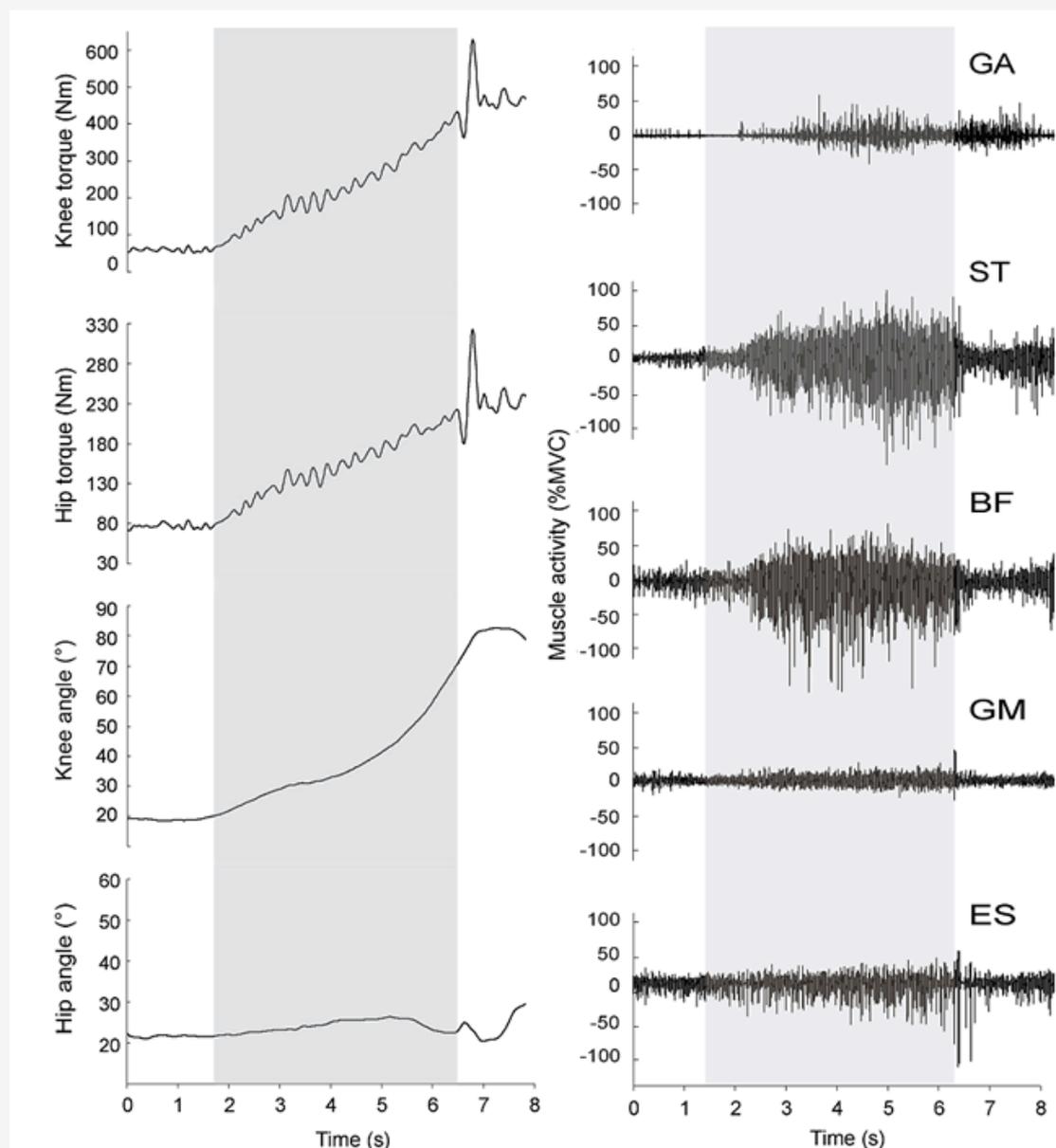


Figura 3. Una representación de valores cinemáticos típicos y señales EMG sin procesar.

Los datos se presentan para una repetición durante la variación con una pendiente de 20° del soporte de la parte inferior de la pierna e instrucciones para mantener 25° de flexión de la cadera. El área gris representa el período de tiempo analizado, después del cual los participantes dejaron de contraer al máximo los músculos y descendieron. Las señales se inspeccionaron manualmente y se determinó el tiempo de los pares máximos reales. GA: gastrocnemio, ST: semitendinoso, BF: bíceps femoral, GM: glúteo mayor, ES: erector de la columna.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g003>

Torques pico articulares

El cambio de la pendiente del soporte de la pierna no afectó el torque pico en la rodilla ($F(2) = 0.651$; $p = 0.528$; $d = 0.037$), cadera ($F(2) = 0.607$; $p = 0.551$; $d = 0.034$) o cadera + rodilla ($F(2) = 1.073$; $p = 0.353$; $d = 0.059$). La instrucción a los participantes para que mantuvieran diferentes ángulos de flexión de la cadera tuvo un efecto estadísticamente significativo sobre los torques máximos de rodilla, cadera y cadera + rodilla ($F = 15.008-74.101$; todos $p < 0.001$, $d = 0.496-0.813$). El torque máximo de rodilla más bajo se logró en una variación de flexión de cadera de 0° (297.69 ± 69.98 Nm) y la más alta en una variación de flexión de cadera de 75° (355.54 ± 78.82 Nm). Se observó una tendencia similar para los torques máximos de la cadera y en la cadera + rodilla. Los cambios en los datos de torque máximo se muestran en la Fig.4.

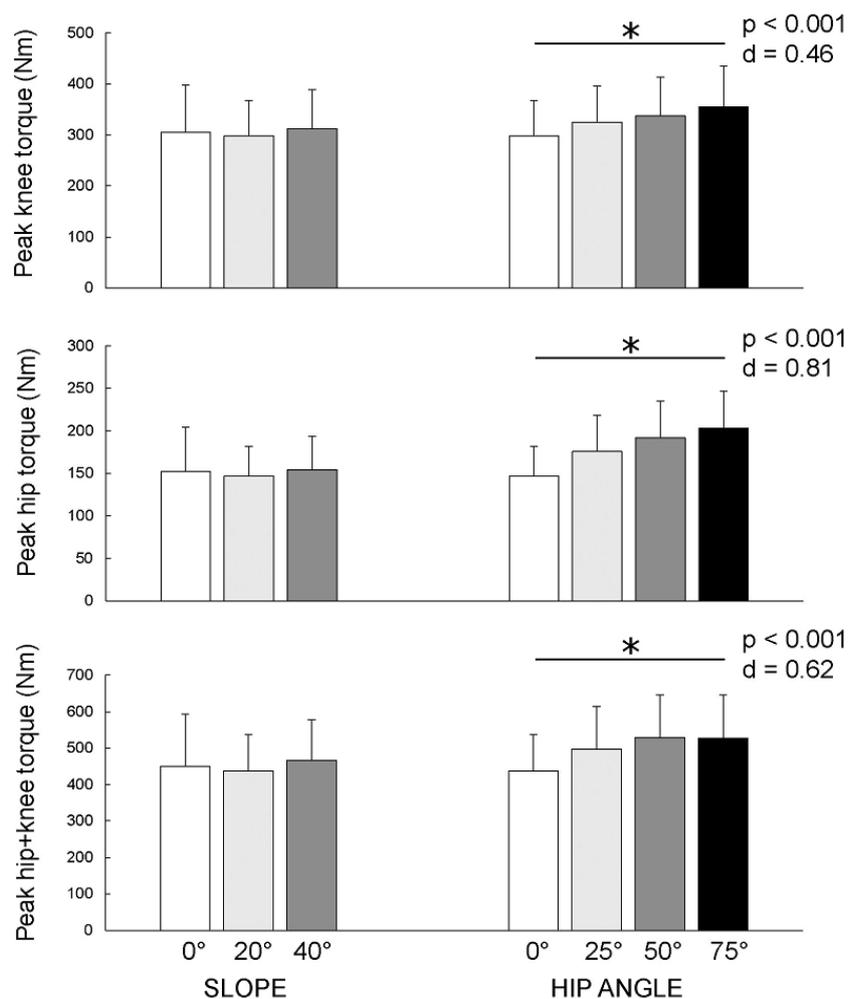


Figura 4. Comparación del torque pico de rodilla, pico de cadera y pico de cadera + rodilla.

Las variaciones del NHE se realizaron con 3 pendientes diferentes del soporte de la parte inferior de la pierna (0°, 20°, 40°; todas las variaciones con 0° de flexión de la cadera) y 4 instrucciones diferentes del ángulo de flexión de la cadera (0°, 25°, 50°, 75°; todas las variaciones con pendiente de 20°). Los asteriscos indican diferencias significativas en todas las variaciones de los ángulos de la cadera.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g004>

Ángulos articulares

Los ángulos articulares se analizaron en el momento del pico del torque de cadera + rodilla. Hay que tener en cuenta que 0° representa el ángulo de la rodilla en la posición inicial del NHE y, por lo tanto, aumenta durante el descenso hacia la extensión completa de la rodilla. Este método se utilizó para permitir el cálculo de la longitud estimada de los isquiotibiales, es decir, el ángulo de la cadera + la rodilla, en el que valores mayores representan una longitud de los isquiotibiales más larga. El ángulo de la rodilla en el momento del pico de torque de cadera + rodilla aumentó significativamente en el NHE con una pendiente de 20° (75.01±7.30°) y una pendiente de 40° (87.91±7.45°) del apoyo para la parte inferior de la pierna, en comparación con el NHE estándar (56.10±9.08°) (F(2) = 100.3; p < 0.001; d = 0.855). El ángulo de la rodilla se mantuvo similar al cambiar las instrucciones de flexión de la cadera (F(3) = 2.510; p = 0.069; d = 0.129). El ángulo de flexión de la cadera en el momento del pico de torque de cadera + rodilla se redujo significativamente en el NHE con una pendiente de 20° (5.64±6.76°) y una pendiente de 40° (3.94±8.06°) de apoyo para la parte inferior de la pierna, en comparación con el NHE estándar (9.39±8.36°) (F(2) = 67.31; p < 0.001; d = 0.798). El ángulo de flexión de la cadera en el momento del pico de torque de cadera + rodilla aumentó significativamente con instrucciones de flexión de cadera más grande (F(2) = 46.23; p < 0.001; d = 0.731). Sin embargo, no se mostraron diferencias entre los tests de pares entre la variación de 50° y 75° (t(17) = 1.61; p = 0.125; d = 0.133). Los participantes no mantuvieron los ángulos de flexión de cadera instruidos en las variaciones de 50° y 75° en el momento del pico de torque (26.94±9.46° y 25.23±16.62°, respectivamente). El ángulo lumbar-pélvico en el momento del pico de torque de cadera + rodilla aumentó con el aumento del ángulo de instrucciones de flexión de la cadera (F(3) = 28.08; p < 0.001; d =

0.623), pero no al cambiar la pendiente del soporte de la pierna ($F(2) = 2.76$; $p = 0.077$; $d = 0.140$). Los cambios en los ángulos articulares en el momento del pico de torque de cadera + rodilla se muestran en la Figura 5.

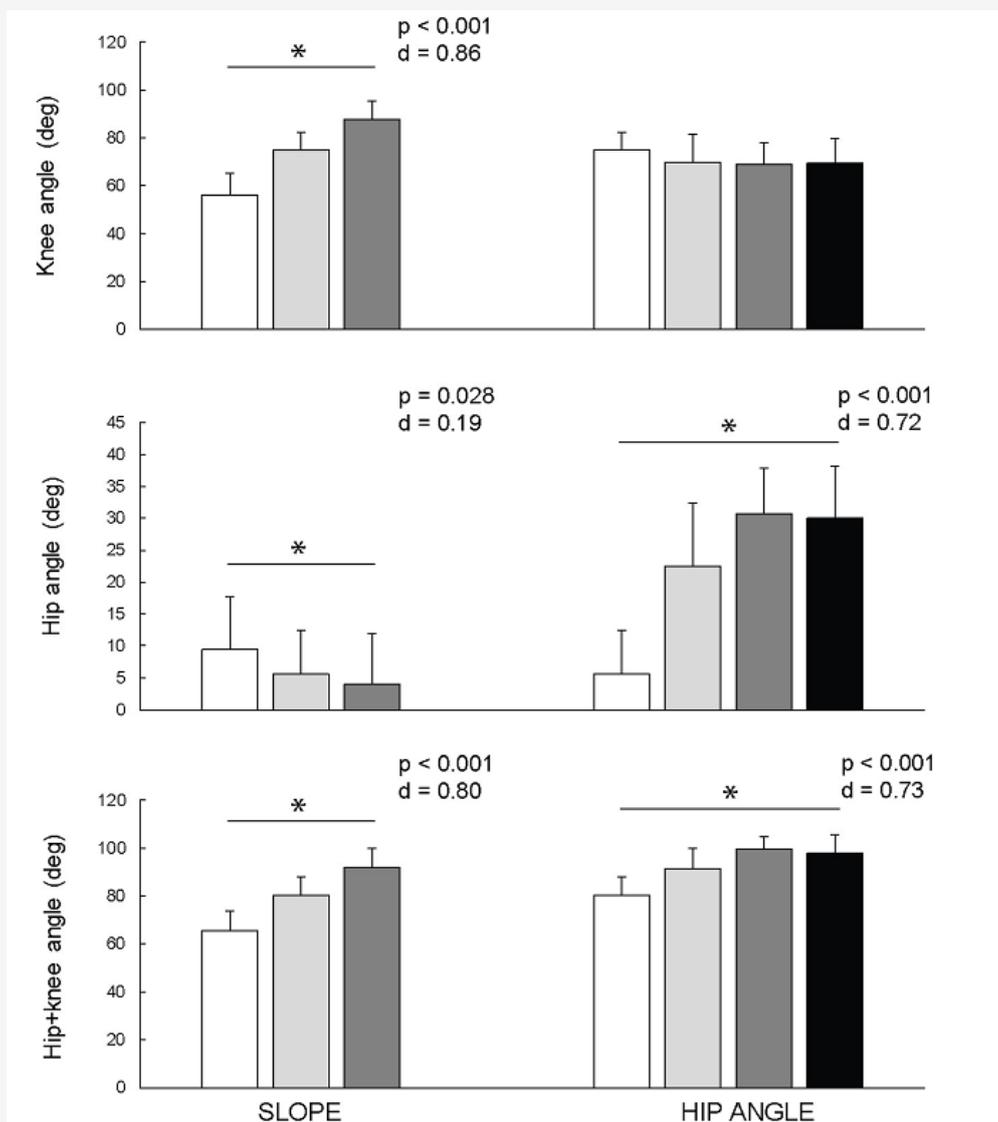


Figura 5. Comparación de los ángulos articulares en el momento del pico de torque de cadera + rodilla.

Las variaciones del ejercicio nórdico de isquiotibiales se realizaron con 3 pendientes diferentes del soporte de la parte inferior de la pierna (0°, 20°, 40°; todas las variaciones con 0° de flexión de la cadera) y 4 instrucciones diferentes de ángulo de flexión de la cadera (0°, 25°, 50°, 75°; todas las variaciones con pendiente de 20°). El ángulo de rodilla de 0° representa el ángulo de rodilla en la posición inicial del NHE. El ángulo de la cadera de 0° representa la posición neutral de la cadera. La suma del ángulo de la cadera y la rodilla representa la longitud estimada de los isquiotibiales. Los asteriscos indican diferencias significativas en todas las variaciones de los ángulos de la cadera.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g005>

Actividad muscular

Para todos los músculos medidos en todas las variaciones del NHE, la actividad EMG máxima se detectó en el momento (± 25 ms) del torque máximo de cadera + rodilla. El aumento de la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna disminuyó significativamente la actividad EMG de todos los músculos analizados ($F(2) = 8.36-22.29$; $p = 0.001-0.002$; $d = 0.343-0.567$) (Fig. 5). Las comparaciones por pares revelaron diferencias estadísticamente significativas entre las pendientes de 0° y 20° para todos los músculos excepto el semitendinoso ($p = 0.06$) y entre las pendientes de 20° y 40° para todos los músculos excepto el glúteo mayor ($p = 0.495$). El cambio de la posición de la flexión de cadera indicada disminuyó la actividad EMG de todos los músculos ($F(3) = 4.58-79.15$; $p = 0.000-0.007$; $d = 0.223-0.744$), excepto el glúteo

mayor ($p = 0.287$). Con la excepción del gastrocnemio, hubo una tendencia a que la actividad EMG disminuya al aumentar el ángulo de flexión de la cadera. Los cambios en la actividad EMG máxima se muestran en la Fig. 6.

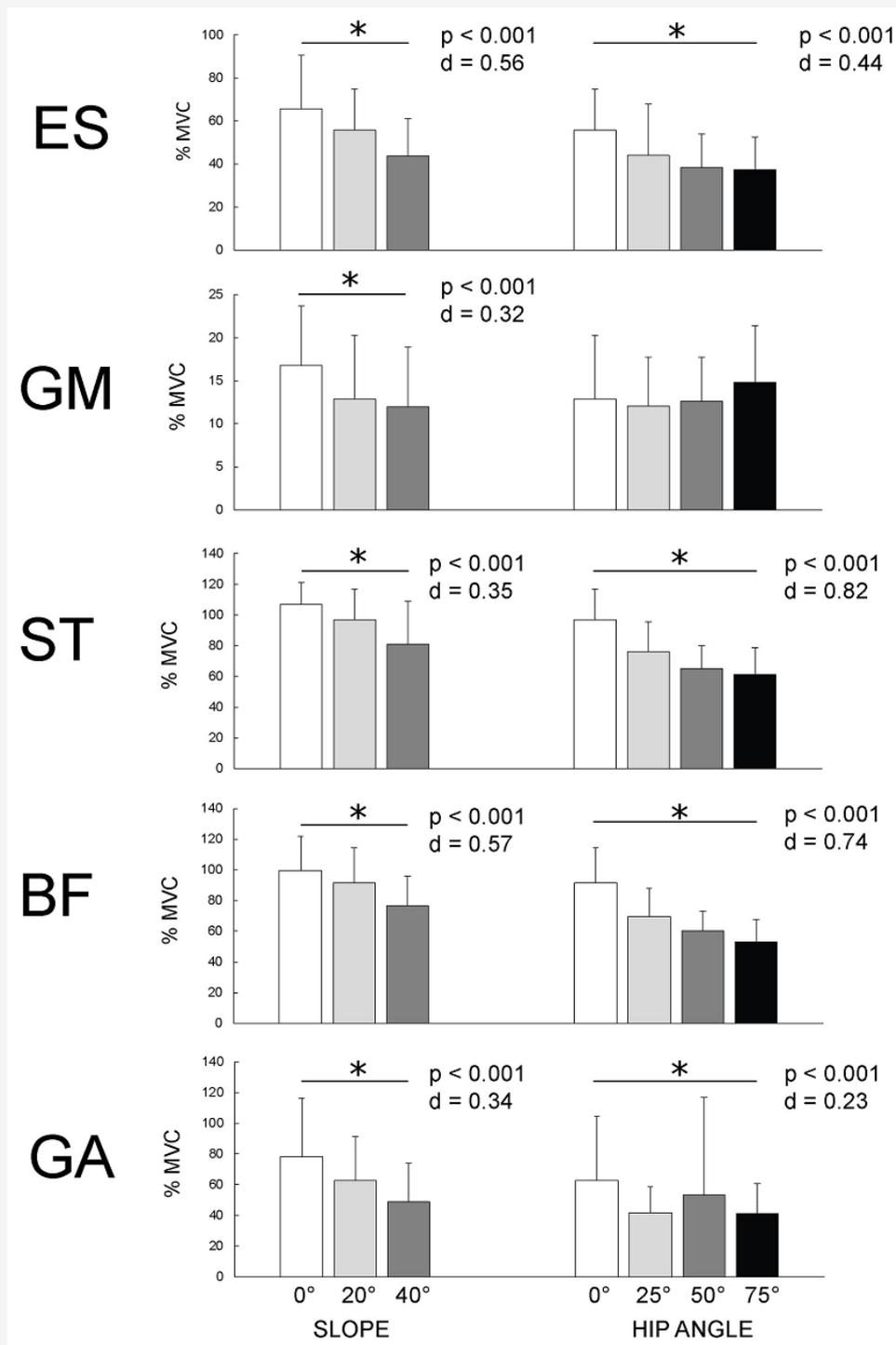


Figura 6. Comparación de la actividad EMG.

Los músculos medidos fueron: GA (cabeza lateral del gastrocnemio), BF (bíceps femoral), ST (semitendinoso), GM (glúteo mayor) y ES (erector espinal) en 3 pendientes diferentes del soporte de la pierna (0°, 20°, 40°; todas las variaciones con 0° de flexión de la cadera) y 4 instrucciones diferentes de ángulo de flexión de la cadera (0°, 25°, 50°, 75°; todas las variaciones con una pendiente de 20°).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437.g006>

Discusión

El objetivo principal de este estudio fue evaluar las diferencias biomecánicas entre las seis variaciones diferentes del NHE. Planteamos la hipótesis de que el aumento de la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna y las instrucciones para mantener una mayor flexión de la cadera permitiría a los participantes realizar el ejercicio a través de una mayor amplitud y alcanzar los torques articulares máximos en longitudes de los isquiotibiales más largas, en comparación con el NHE estándar. Los resultados confirman que la modificación de la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna permitió a los participantes realizar el movimiento a través de una mayor amplitud de manera controlada, ya que los torques articulares máximos se produjeron más cerca de la extensión completa de la rodilla (Fig 5). Además, en comparación con el NHE estándar, los pares de torques máximos en las articulaciones se alcanzaron en las longitudes más largas de los isquiotibiales en todas las variaciones modificadas (Figura 5). El nivel del torque máximo permaneció similar en las variaciones con diferente inclinación del soporte de la parte inferior de la pierna o se incrementó en las variaciones con la instrucción de mantener la posición de la flexión de la cadera (Fig 4). A pesar de eso, la actividad EMG máxima de todos los músculos medidos disminuyó significativamente en todas las variaciones modificadas, en comparación con el NHE estándar. Además, los participantes de nuestro estudio sólo pudieron mantener una flexión de cadera pequeña o moderada durante todo el ejercicio (Figura 5), lo que indica que nuestros resultados demuestran sólo el efecto de diferentes instrucciones para los participantes, no el efecto del ángulo real de flexión de la cadera. Las variaciones con instrucciones para mantener 50° y 75° de la flexión de la cadera resultaron difíciles de realizar. En particular, los participantes a menudo flexionaban sustancialmente la columna lumbar, a pesar de recibir instrucciones de mantener una posición neutral de la columna.

Máximos torques articulares y ángulos articulares

La razón fundamental para cambiar la inclinación del soporte de la parte inferior de la pierna fue disminuir el ángulo de flexión de la rodilla en el momento del pico de torque de la rodilla, para permitirle al individuo realizar el NHE a través de un mayor rango de movimiento de manera controlada. Además, realizar el ejercicio con las caderas flexionadas también podría alargar los músculos isquiotibiales. Eso permitiría un fortalecimiento excéntrico en longitudes de los isquiotibiales similares a aquellas en las que ocurren la mayoría de las lesiones por esfuerzo durante la carrera de velocidad. Nuestros resultados muestran que todas las variaciones modificadas del NHE permitieron a los participantes alcanzar los torques máximos de cadera y rodilla en longitudes de isquiotibiales estimadas más largas (Figura 5). Específicamente, durante el NHE estándar, se produjeron torques articulares máximos similares en un ángulo de rodilla más pequeño ($56.10 \pm 9.08^\circ$), en comparación con las variaciones modificadas, durante las cuales los participantes pudieron lograr una extensión de rodilla casi completa ($75.01 \pm 7.30^\circ$ a 20° de pendiente y $87.91 \pm 7.45^\circ$ a 40° de pendiente). También, cuando se les indicó a los participantes que mantuvieran mayores ángulos de flexión de la cadera, la longitud media estimada de los isquiotibiales (ángulo de cadera + rodilla) en el momento de los torques máximos aumentó, principalmente como resultado del aumento del ángulo de la cadera (Figura 5). Al mismo tiempo, este tipo de modificación del NHE demostró ser eficaz para aumentar el torque máximo de la rodilla, lo que está en línea con resultados de investigaciones anteriores que informaron una mayor fuerza de la flexión de la rodilla cuando la cadera está flexionada [20,31]. Se sabe que el entrenamiento en longitudes más largas de los isquiotibiales es eficaz para la rehabilitación de lesiones por distensión de los isquiotibiales [32] y puede afectar favorablemente varias características arquitectónicas y funcionales de los músculos isquiotibiales, pero los mecanismos subyacentes aún no se comprenden completamente. Recientemente, Guex y cols. [8] compararon protocolos de acondicionamiento de isquiotibiales excéntricos en longitudes más cortas y más largas, y no mostraron diferencias significativas en los cambios en la longitud del fascículo ni en el ángulo de pinación. Aunque demostramos efectos favorables de las variaciones del NHE sobre las variables cinemáticas, se necesitan más estudios para confirmar si el desempeño de estas variaciones conduce a diferentes adaptaciones arquitectónicas y funcionales de los músculos isquiotibiales, en comparación con el NHE estándar.

Es necesario enfatizar la discrepancia entre las instrucciones para mantener un ángulo particular de flexión de la cadera (0° , 25° , 50° , 75°) durante el NHE y el valor de la flexión de la cadera que realmente se mantuvo en el momento del torque pico de cadera + rodilla. Es decir, la flexión de cadera promedio lograda en el momento del pico de torque de cadera + rodilla durante las variaciones con la instrucción de flexión de cadera de 50° y 75° fue de sólo $30.74 \pm 7.10^\circ$ y $29.99 \pm 8.19^\circ$, respectivamente. Los datos cinemáticos también muestran que la flexión promedio de la cadera durante las variaciones de 50° y 75° del NHE ya era $10\text{-}20^\circ$ más baja que la indicada en la posición inicial (a pesar de usar el goniómetro y advertencias verbales constantes) y que disminuyó rápidamente en el último 20% del rango de movimiento. Por el contrario, los ángulos lumbar-pélvicos aumentaron significativamente con un mayor nivel de flexión de cadera instruida, lo que implica que los participantes no lograron mantener una curvatura lumbar neutra como se les indicó. Al intentar seguir las instrucciones para una mayor flexión de cadera (50° y 75°), los participantes realizaron una combinación de flexión de cadera, rotación pélvica y flexión de la columna. Se necesitan estudios futuros para definir qué nivel de fuerza del NHE se necesita para realizar estas variaciones del NHE sin flexión lumbar. En base a estos resultados y en el hecho de que una gran proporción de atletas de alto nivel y la mayoría de los atletas recreativos no son capaces de realizar el NHE estándar en todo el rango de movimiento [4,15], proponemos que esos individuos comiencen con neutral posición de la cadera en

una pendiente de 20° o 40° del soporte de la pierna (dependiendo de su nivel de fuerza). El siguiente paso en la progresión sería aumentar gradualmente la flexión de la cadera, mientras se baja la pendiente del soporte de la pierna a 0°. Cuando un individuo es capaz de realizar el NHE en la pendiente de 0° del soporte de la parte inferior de la pierna y con 75° de flexión de la cadera, puede avanzar a las variaciones más exigentes.

Actividad muscular

A pesar de que los torques máximos de rodilla y cadera se mantuvieron similares (en variaciones con el aumento de la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna) o aumentaron (en variaciones con el aumento del ángulo de flexión de la cadera) en comparación con el NHE estándar, el pico de actividad de los isquiotibiales disminuyó significativamente durante todos los NHE modificados variaciones. Además, los picos más grandes en el torque de la rodilla y la cadera se lograron concomitantemente con el pico más bajo de actividad EMG de los isquiotibiales. Una posible explicación de este fenómeno es que los elementos no contráctiles aportaron una mayor proporción de la fuerza, debido a la mayor longitud de los isquiotibiales. Los resultados son consistentes con los hallazgos de Higashihara y cols. [22] y Lunnen y cols. [33], quienes informaron una relación inversa entre la actividad EMG de los isquiotibiales y la longitud de los isquiotibiales durante las contracciones excéntricas e isométricas de la flexión de la rodilla. Sin embargo, dos estudios recientes [31,34] no informaron diferencias en la actividad EMG máxima durante la flexión voluntaria máxima de la rodilla entre diferentes longitudes de los isquiotibiales, lograda mediante la alteración del ángulo de la cadera. En el presente estudio, también se observó una menor actividad EMG durante variaciones modificadas del NHE para otros músculos, lo que sugiere que éstos también estaban 'descargados'. La única excepción fue la actividad del glúteo mayor, que fue relativamente baja durante todas las variaciones del NHE y no cambió significativamente con la modificación del ángulo de la cadera. Narouei y cols., reportaron recientemente un nivel de actividad comparable (<20% MVC) durante el NHE estándar para el glúteo mayor [35]. Sin embargo, la actividad de los músculos erectores de la columna fue menor en su experimento (35-40% MVC) en comparación con nuestros resultados (65% MVC en el NHE estándar).

Durante el NHE estándar, se observó un pico más alto en la actividad EMG del semitendinoso en comparación con el bíceps femoral, con una diferencia del 6.5% (106.7±15.5% de la MVC para el semitendinoso y 99.7±22.2% de la MVC para el bíceps femoral). Otros investigadores informaron diferencias similares o incluso mayores en la actividad muscular entre el semitendinoso en comparación con el bíceps femoral durante el NHE estándar [16,36,37]. Esta variabilidad en los hallazgos podría estar relacionada con las diferencias en el procedimiento de normalización del pico de EMG de los isquiotibiales (por ejemplo, contracción voluntaria isométrica máxima o sprint máximo) y con diferentes enfoques metodológicos para la cuantificación de la actividad de los isquiotibiales, a saber, RM funcional [37] y EMG [16]. Dado que el bíceps femoral se lesiona con más frecuencia que el semitendinoso, se deben considerar otros ejercicios para el acondicionamiento de los isquiotibiales dentro de un régimen de entrenamiento. Por ejemplo, se demostró que las flexiones de piernas en decúbito supino y el peso muerto con piernas rígidas se enfocan en el bíceps femoral [29,38,39] más que los otros músculos isquiotibiales. También se demostró que la rotación lateral de la tibia aumenta la actividad del bíceps femoral en comparación con el semitendinoso durante la flexión isométrica de la rodilla [40]. Sin embargo, dicho ajuste no es posible para el NHE, ya que la rotación de la tibia no se puede mantener al acercarse a la extensión de rodilla.

Deben reconocerse varias limitaciones del estudio. En el presente estudio, no se realizó una sesión de familiarización antes de los ensayos. Si bien todos los participantes tenían experiencia previa con ejercicios de fuerza y se les indicó que realizaran dos repeticiones de familiarización de cada variación, no podemos descartar la presencia del efecto de aprendizaje. Aunque las variaciones del NHE se realizaron en un orden aleatorio, tal efecto podría influir en nuestros resultados. Además, los participantes de nuestro estudio no pudieron mantener todas las posiciones de la flexión de cadera instruidas durante el NHE. De esta manera, la parte del experimento que se llevó a cabo para revelar los efectos de las diferentes posiciones de la flexión de la cadera simplemente mostró los efectos de las instrucciones a los participantes, no el efecto de los ángulos reales de la cadera. Los participantes a menudo flexionaban la columna lumbar en lugar de la cadera, lo que podría imponer fuerzas no deseadas sobre la columna. Por último, una gran cantidad de repeticiones excéntricas del mismo grupo muscular en una sola sesión podría provocar un nivel significativo de fatiga, lo que podría afectar el torque pico o la actividad EMG durante las variaciones del NHE y los procedimientos de la MVC realizados al final de la sesión. Teniendo en cuenta todo lo anterior, los resultados de este estudio deben verificarse en un experimento que incluya atletas entrenados con alto nivel de fuerza en el NHE.

Conclusión

Las modificaciones presentadas del NHE pueden usarse con el propósito de individualizar y optimizar las intervenciones de fuerza y acondicionamiento, prevención de lesiones y rehabilitación. Es probable que los atletas progresen más rápido y de manera más eficiente utilizando las variaciones sugeridas y una progresión adecuada. En particular, este estudio ha demostrado que un aumento en la pendiente del soporte de la parte inferior de la pierna permite un descenso más controlado a lo largo de un rango de movimiento más amplio mientras se alcanza un pico de torque de rodilla y cadera similar al del NHE estándar. Por lo tanto, las personas que no pueden realizar el NHE estándar en todo el rango de

movimiento probablemente se beneficiarían del soporte de pendiente ajustado, antes de avanzar hacia la posición estándar (es decir, horizontal) de la parte inferior de la pierna. La realización del NHE con un ángulo de flexión de cadera aumentado también puede ser eficaz; Sin embargo, los atletas pueden cambiar la posición de la columna y la cadera cuando se indica que se deben mantener ángulos de flexión de cadera más grandes durante el NHE.

REFERENCIAS

1. Al Attar WSA, Soomro N, Sinclair PJ, Pappas E, Sanders RH. (2017). Effect of Injury Prevention Programs that Include the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Injury Rates in Soccer Players: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med.* 2017;47: 907-916. [pmid:27752982](#)
2. Petersen J, Thorborg K, Nielsen MB, Budtz-Jørgensen E, Hölmich P. (2011). Preventive Effect of Eccentric Training on Acute Hamstring Injuries in Men's Soccer. *Am J Sports Med.* 2011;39: 2296-2303. [pmid:21825112](#)
3. Delahunt E, McGroarty M, De Vito G, Ditroilo M. (2016). Nordic hamstring exercise training alters knee joint kinematics and hamstring activation patterns in young men. *Eur J Appl Physiol.* 2016;116: 663-72. [pmid:26754149](#)
4. Iga J, Fruer CS, Deighan M, Croix MDS, James DVB. (2012). "Nordic" hamstrings exercise—engagement characteristics and training responses. *Int J Sports Med.* 2012;33: 1000-4. [pmid:22895870](#)
5. Mjolsnes R, Arnason A, osthagen T, Raastad T, Bahr R. (2004). A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. *Scand J Med Sci Sport.* 2004;14: 311-317. [pmid:15387805](#)
6. lonso-Fernandez D, Docampo-Blanco P, Martinez-Fernandez J. (2018). Changes in muscle architecture of biceps femoris induced by eccentric strength training with nordic hamstring exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2018;28: 88-94. [pmid:28314091](#)
7. Bourne MN, Duhig SJ, Timmins RG, Williams MD, Opar DA, Al Najjar A, et al. (2017). Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *Br J Sports Med.* 2017;51: 469-477. [pmid:27660368](#)
8. Guex K, Degache F, Morisod C, Saily M, Millet GP. (2016). Hamstring Architectural and Functional Adaptations Following Long vs. Short Muscle Length Eccentric Training. *Front Physiol.* 2016;7: 340. [pmid:27536252](#)
9. Potier TG, Alexander CM, Seynnes OR. (2009). Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *Eur J Appl Physiol.* 2009;105: 939-44. [pmid:19271232](#)
10. Ribeiro-Alvares JB, Marques VB, Vaz MA, Baroni BM. (2018). Four Weeks of Nordic Hamstring Exercise Reduce Muscle Injury Risk Factors in Young Adults. *J strength Cond Res.* 2018;32: 1254-1262. [pmid:28459795](#)
11. Timmins RG, Ruddy JD, Presland J, Maniar N, Shield AJ, Williams MD, et al. (2016). Architectural Changes of the Biceps Femoris Long Head after Concentric or Eccentric Training. *Med Sci Sport Exerc.* 2016;48: 499-508. [pmid:26460634](#)
12. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33: 783-90. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11323549> [pmid:11323549](#)
13. Clark R, Bryant A, Culgan J-P, Hartley B. (2005). The effects of eccentric hamstring strength training on dynamic jumping performance and isokinetic strength parameters: a pilot study on the implications for the prevention of hamstring injuries. *Phys Ther Sport.* Churchill Livingstone; 2005;6: 67-73.
14. Brughelli M, Cronin J. (2007). Altering the length-tension relationship with eccentric exercise: implications for performance and injury. *Sports Med.* 2007;37: 807-26. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17722950> [pmid:17722950](#)
15. Ditroilo M, De Vito G, Delahunt E. (2013). Kinematic and electromyographic analysis of the Nordic Hamstring Exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23: 1111-8. [pmid:23809430](#)
16. van den Tillaar R, Solheim JAB, Bencke J. (2017). Comparison Of Hamstring Muscle Activation During High-Speed Running And Various Hamstring Strengthening Exercises. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12: 718-727. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29181249> [pmid:29181249](#)
17. Brooks JHM, Fuller CW, Kemp SPT, Reddin DB. (2006). Incidence, Risk, and Prevention of Hamstring Muscle Injuries in Professional Rugby Union. *Am J Sports Med.* 2006;34: 1297-1306. [pmid:16493170](#)
18. Thelen DG, Chumanov ES, Hoerth DM, Best TM, Swanson SC, Li L, et al. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37: 108-14. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15632676> [pmid:15632676](#)
19. Giacomoo J-P, Lahti J, Andras H, Gerus P, Morin J-B. (2018). A new testing and training device for hamstring muscle function. In: *Sport Performance & Science Reports [Internet].* 2018 [cited 3 Jan 2018]. Available: <https://sportperfsci.com/a-new-testing-and-training-device-for-hamstring-muscle-function/>
20. Mohamed O, Perry J, Hislop H. (2002). Relationship between wire EMG activity, muscle length, and torque of the hamstrings. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17: 569-79. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12243716>
21. 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: 399-406. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12223173> [pmid:12223173](#)
22. Higashihara A, Ono T, Kubota J, Fukubayashi T. (2010). Differences in the electromyographic activity of the hamstring muscles during maximal eccentric knee flexion. *Eur J Appl Physiol.* 2010;108: 355-362. [pmid:19816706](#)
23. Bartlett R. (2007). Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns. Abingdon: Routledge; 2007.
24. Winter DA. (2009). Biomechanics and motor control of human movement [Internet]. Wiley; 2009. Available: <https://www.wiley.com/en-us/Biomechanics+and+Motor+Control+of+Human+Movement%2C+4th+Edition-p-978047039>

25. Hamill J, Knutzen K. (2006). Biomechanical basis of human movement. *Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.*
26. de Leva P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech.* 1996;29: 1223-30. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8872282> pmid:8872282
27. Featherstone R. (2014). Rigid body dynamics algorithms. *Berlin: Springer; 2014.*
28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10: 361-74. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445> pmid:11018445
29. Zebis MK, Skotte J, Andersen CH, Mortensen P, Petersen HH, Viskaer TC, et al. (2013). Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: an EMG study with rehabilitation implications. *Br J Sports Med.* 2013;47: 1192-8. pmid:22736206
30. Cohen J. (1977). Statistical power analysis for the behavioral sciences. *Academic Press; 1977.*
31. Guex K, Gojanovic B, Millet GP. (2012). Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. *J Athl Train.* 2012;47: 390-5. pmid:22889654
32. Askling CM, Tengvar M, Thorstensson A. (2013). Acute hamstring injuries in Swedish elite football: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *Br J Sports Med.* 2013;47: 953-959. pmid:23536466
33. Lunnen JD, Yack J, LeVeau BF. (1981). Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Phys Ther.* 1981;61: 190-5. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7465621> pmid:7465621
34. Kellis E, Galanis N, Kofotolis N, Hatzi A. (2017). Effects of hip flexion angle on surface electromyographic activity of the biceps femoris and semitendinosus during isokinetic knee flexion. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2017;7: 286-292. pmid:29264340
35. Narouei S, Imai A, Akuzawa H, Hasebe K, Kaneoka K. (2018). Hip and trunk muscles activity during nordic hamstring exercise. *J Exerc Rehabil.* 2018;14: 231-238. pmid:29740557
36. Bourne MN, Williams MD, Opar DA, Al Najjar A, Kerr GK, Shield AJ. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *Br J Sports Med.* 2017;51: 1021-1028. pmid:27467123
37. Messer DJ, Bourne MN, Williams MD, Al Najjar A, Shield AJ. (2018). Hamstring Muscle Use in Women During Hip Extension and the Nordic Hamstring Exercise: A Functional Magnetic Resonance Imaging Study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018;48: 607-612. pmid:29685059
38. Ono T, Higashihara A, Fukubayashi T. (2011). Hamstring functions during hip-extension exercise assessed with electromyography and magnetic resonance imaging. *Res Sports Med.* 2011;19: 42-52. pmid:21253975
39. Bourne MN, Timmins RG, Opar DA, Pizzari T, Ruddy JD, Sims C, et al. (2018). An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. *Sports Med.* 2018;48: 251-267. pmid:29116573
40. Jónasson G, Helgason A, Ingvarsson Þ, Kristjánsson AM, Briem K. (2016). The Effect of Tibial Rotation on the Contribution of Medial and Lateral Hamstrings During Isometric Knee Flexion. *Sport Heal A Multidiscip Approach.* 2016;8: 161-166. pmid:26721286

Cita Original

Šarabon N, Marušič J, Marković G, Kozinc Ž (2019) Kinematic and electromyographic analysis of variations in Nordic hamstring exercise. *PLoS ONE* 14(10): e0223437. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437>.