Revista de Educación Física, (Rev Edu Fís / J Physical Edu) 2021, 1(161)

Selected Papers from Impact

Duración Óptima del Estiramiento Estático de Alta Intensidad en los Isquiotibiales

The Optimal Duration of High-Intensity Static Stretching in Hamstrings

Kosuke Takeuchi[1] y Masatoshi Nakamura[2]

[1]*Department of Physical Therapy, Kobe International University, Kobe, Hyogo, Japan*
[2]*Institute for Human Movement and Medical Sciences, Niigata University of Health and Welfare, Niigata, Niigata, Japan*

RESUMEN

Objetivos
El propósito de este estudio fue comparar la duración del estiramiento estático de alta intensidad sobre la flexibilidad y la fuerza en los isquiotibiales.
Métodos
Catorce varones sanos (20.8±0.6 años, 170.7±6.5 cm, 66.4±9.9 kg) se sometieron a estiramientos estáticos de alta intensidad durante tres duraciones diferentes (10, 15 y 20 segundos). La intensidad del estiramiento estático se estableció en el punto máximo de incomodidad. Para examinar el cambio en la flexibilidad y la fuerza, se midieron el rango de movimiento, el torque pasivo máximo, el torque pasivo relativo, la rigidez de la unidad músculo-tendón, el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla y el ángulo de la rodilla al torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla. Para evaluar la evolución temporal del dolor, se utilizó una escala de calificación numérica.
Resultados
El rango de movimiento ($P < 0.01$), el torque pasivo máximo ($P < 0.01$) y el ángulo de la rodilla en el torque máximo aumentaron en todas las intervenciones. El torque pasivo relativo ($P < 0.01$) y la rigidez de la unidad músculo-tendinosa ($P < 0.01$) disminuyeron en todas las intervenciones. El torque máximo disminuyó después de 10 segundos de estiramiento ($P < 0.05$). La escala de calificación numérica durante el estiramiento fue de 8 a 9 niveles en todas las intervenciones, el dolor desapareció inmediatamente después de las mediciones posteriores (mediana = 0).
Conclusión
Los resultados sugirieron que la rigidez de la unidad músculo-tendinosa disminuyó independientemente de la duración del estiramiento estático de alta intensidad. Sin embargo, el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla disminuyó después de 10 segundos de estiramiento estático de alta intensidad, aunque no hubo cambios después de más de 15 segundos de estiramiento.

Palabras Clave: Estiramiento, estático, alta intensidad, isquiotibiales

ABSTRACT

Objectives: The purpose of this study was to compare the duration of high-intensity static stretching on flexibility and strength in the hamstrings. Methods: Fourteen healthy males (20.8 ± 0.6 years, 170.7 ± 6.5 cm, 66.4 ± 9.9 kg) underwent high-intensity static stretching for three different durations (10, 15, and 20 seconds). The intensity of static stretching was set at the maximum point of discomfort. To examine the change in flexibility and strength, range of motion, peak passive torque, relative passive torque, muscle-tendon unit stiffness, peak torque of isokinetic knee flexion, and knee angle at peak torque of isokinetic knee flexion were measured. To evaluate a time course of pain, a numerical rating scale was described. Results: Range of motion ($P < 0.01$), peak passive torque ($P < 0.01$), and knee angle at peak torque were increased at all interventions. Relative passive torque ($P < 0.01$) and muscle-tendon unit stiffness ($P < 0.01$) were decreased at all interventions. Peak torque decreased after 10 seconds of stretching ($P < 0.05$). Numerical rating scale during stretching was 8–9 levels in all interventions, the pain disappeared immediately after the post-measurements (median = 0). Conclusión: The results suggested that muscle-tendon unit stiffness decreased regardless of duration of high-intensity static stretching. However, peak torque of isokinetic knee flexion decreased after 10 seconds of high-intensity static stretching, though it was no change after for more than 15 seconds of stretching.

Keywords: Stretching, static, high intensity, hamstrings

INTRODUCCIÓN

El estiramiento estático (SS) se usa comúnmente como parte de una rutina de calentamiento para aumentar el rango de movimiento (ROM) y potencialmente prevenir lesiones [1]. Estudios de revisión anteriores informaron que el SS aumenta el ROM de manera efectiva [2-5]. Sin embargo, se señala que la propiedad pasiva de la unidad músculo-tendinosa y la tolerancia al estiramiento influyen en el ROM [5-7]. La propiedad pasiva de la unidad músculo-tendón se mide utilizando la rigidez de la unidad músculo-tendón, que se calcula a partir de la pendiente de la curva de torque-ángulo durante el movimiento articular pasivo [8-10]. Por otro lado, la tolerancia al estiramiento se mide mediante el torque pasivo máximo durante el movimiento articular pasivo [10-12]. El ROM se define como aquel en el que el sujeto puede tener un ángulo máximo tolerable sin dolor. Un aumento en el torque pasivo durante el movimiento articular pasivo indicó que los sujetos recibieron mayor fuerza sin dolor, lo que indica que se obtiene un aumento de tolerancia.

Estudios anteriores informaron que la rigidez de la unidad músculo-tendinosa está relacionada con la aparición de lesiones músculo-tendinosas [13-15]. Witvrouw y cols. [16] sugirieron que se necesita un nivel suficiente de distensibilidad de la unidad músculo-tendón para los deportes que utilizan un ciclo de estiramiento-acortamiento para almacenar y liberar de manera efectiva una gran cantidad de energía elástica. En el caso de una distensibilidad insuficiente de la unidad músculo-tendinosa, las demandas de absorción y liberación de energía pueden superar rápidamente la capacidad de la unidad músculo-tendinosa, lo que puede provocar un mayor riesgo de lesiones [6,17,18]. Muchos estudios previos informaron que el SS disminuye la rigidez de la unidad músculo-tendinosa de manera efectiva [7,19,20]. Por lo tanto, el SS utilizado como parte de la rutina de calentamiento disminuye la rigidez de la unidad músculo-tendinosa y podría conducir a prevenir las lesiones.

Los efectos del SS sobre la rigidez de la unidad músculo-tendinosa se ven afectados por su duración [9,21] e intensidad [7,8,22]. Matsuo y cols. [9] y Nakamura y cols. [21] examinaron la duración del SS necesario para disminuir la rigidez de la unidad músculo-tendón de los isquiotibiales, y mostraron que se necesitaban tres minutos de SS para disminuir la rigidez. Sin embargo, estudios previos informaron que la duración del SS utilizado como parte de una rutina de calentamiento es de aproximadamente 20 segundos [1,23]. De hecho, Takeuchi y cols. [22] informaron que 20 segundos de SS en los isquiotibiales no cambia la rigidez de la unidad músculo-tendinosa. Además, Sato y cols. [24] examinaron la influencia del SS durante 20 segundos en el músculo gastrocnemio sobre el módulo elástico de fricción, que es un indicador como de propiedad pasiva del músculo medido a través de elastografía de ondas de fricción, y mostró que el módulo elástico de fricción no cambió después del estiramiento. Estos datos sugieren que el uso del SS durante 20 segundos como parte de una rutina de calentamiento no cambia la rigidez de la unidad músculo-tendinosa y es posible que tampoco pueda prevenir lesiones. Sin embargo, debido a que muchos atletas practican en un tiempo limitado, es difícil realizar un SS durante más de 180 segundos para cada músculo. Por lo tanto, es necesario desarrollar un SS que pueda disminuir la rigidez de la unidad músculo-tendinosa en 20 segundos.

La influencia del SS se ve afectada tanto por su intensidad como por su duración [8,22]. Kataura y cols. [8] examinaron el

efecto de diferentes intensidades de SS e informaron que había una correlación negativa moderada significativa entre la intensidad del SS y el cambio relativo en la rigidez pasiva. Además, nuestro estudio anterior examinó un SS de alta intensidad durante 20 segundos en los isquiotibiales y mostró que la rigidez de la unidad músculo-tendinosa disminuía después del estiramiento [22]. Sin embargo, el SS de alta intensidad se acompaña de dolor de moderado a intenso [8,22]. Nuestro estudio anterior midió el nivel de dolor mediante el uso de una escala de calificación numérica [NRS; La escala de 11 puntos pasaba de 0 (sin dolor) a 10 (el peor dolor imaginable)] [22]. Los resultados indicaron que la mediana de la NRS durante un SS a alta intensidad fue de 8, aunque la NRS inmediatamente después del estiramiento y 24 horas después del estiramiento fueron ambos de nivel 0 [22]. Para minimizar el dolor durante el SS a alta intensidad, es importante examinar la duración óptima del estiramiento.

Un estudio anterior que investigó el protocolo de estiramiento estático informó que rara vez se realizaba un SS durante menos de 10 segundos [1]. Por otra parte, un SS durante 10 a 19 segundos es frecuentemente utilizado [1]. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue comparar la duración de un SS de alta intensidad (10, 15 y 20 segundos) sobre la flexibilidad y la fuerza en los isquiotibiales y clarificar la duración óptima del SS a alta intensidad.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Se reclutaron catorce hombres sanos (20.8±0.6 años, 170.7±6.5 cm, 66.4±9.9 kg). Se excluyó a los participantes que realizaban regularmente algún entrenamiento de fuerza y flexibilidad o que tenían antecedentes de patología de las extremidades inferiores. El tamaño de la muestra se calculó con una potencia del 80%, un error alfa de 0.05 y un tamaño del efecto de 0.25 (medio) utilizando el software G*Power 3.1 (Universidad Heinrich Heine, Düsseldorf, Alemania), y los resultados mostraron que el número requerido de los participantes de este estudio eran 14. Todos los participantes fueron informados de los requisitos y riesgos asociados con su participación en este estudio y firmaron un documento de consentimiento informado por escrito. El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki (1964). El Comité de Ética de la Universidad Internacional de Kobe aprobó el estudio.

Procedimiento

El propósito del presente estudio fue examinar la duración óptima de un SS de alta intensidad sobre los isquiotibiales. Para este propósito, los participantes se sometieron a tres duraciones diferentes de SS de alta intensidad (10 segundos, 15 segundos y 20 segundos) sobre los isquiotibiales del lado derecho, en orden aleatorio. Los participantes visitaron tres veces en un día separado, con un intervalo de una semana. Los participantes asistieron a una sesión de familiarización al menos 24 horas antes del primer día de prueba. Para evaluar cualquier alteración de la flexibilidad y la fuerza de los isquiotibiales del lado derecho, se midieron el ROM, el torque pasivo, el torque máximo durante la flexión isocinética de la rodilla y el ángulo de la rodilla en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla antes y después de cada SS. Además, una NRS se examinó durante el SS, inmediatamente después de la medición posterior y 24 horas después del SS. El experimento se realizó en un laboratorio universitario, donde la temperatura se mantuvo a 25°C.

Determinación de la flexibilidad

La evaluación de la flexibilidad se realizó de la misma forma que en un estudio anterior [8,22]. El estudio anterior informó que la fiabilidad de las mediciones utilizadas en este estudio era aceptable [8]. En el presente estudio se utilizó una máquina de dinamómetro isocinético (CYBEX NORM, Humac, California, EE. UU.). Este estudio utilizó una posición sentada en la que se flexionaba la articulación de la cadera, lo que se ha demostrado que estira eficazmente los isquiotibiales [8]. Los participantes se sentaron en una silla con el asiento inclinado al máximo y se insertó un cojín en forma de cuña entre el tronco y el respaldo, que estableció el ángulo entre el asiento y el respaldo en aproximadamente 60 grados. El estudio anterior, que utilizó la misma evaluación, informó que el ángulo medio de flexión de la cadera era de 111.2±2.5 grados [8]. El pecho, la pelvis y el muslo derecho se estabilizaron con correas. La articulación de la rodilla derecha se alineó con el eje de rotación del dinamómetro isocinético. La fijación del brazo de palanca se colocó proximal al maléolo medial y se estabilizó con correas. En el presente estudio, los ángulos de rodilla informados se midieron utilizando la máquina de dinamómetro isocinético. Un ángulo de 90 grados entre el brazo de palanca y el piso se definió como 0 grados de flexión/extensión de rodilla. Se pidió a los participantes que se relajaran durante la evaluación de la flexibilidad.

ROM

La articulación de la rodilla se extendió pasivamente desde 0 grados hasta el ángulo máximo sin dolor a 5 grados/segundo.

Un estudio anterior mostró que la velocidad no causa el reflejo de estiramiento [25]. El ROM se definió como el rango desde 0 grados hasta el ángulo máximo de extensión de la rodilla.

Torque pasivo

El torque pasivo durante la medición del ROM se registró en el dinamómetro isocinético. El torque pasivo se obtuvo en dos puntos [11]: (1) se obtuvo un torque pasivo relativo en el mismo ángulo de rodilla alcanzado antes del SS para examinar los cambios en las propiedades pasivas de la unidad músculo-tendinosa; (2) El torque pasivo máximo se obtuvo en el ROM máximo antes y después del SS para examinar la tolerancia al estiramiento.

Cálculo de la rigidez de la unidad músculo-tendón

La rigidez de la unidad músculo-tendón se definió como los valores de la pendiente de la línea de regresión que se calculó a partir de la relación torque-ángulo utilizando el método de mínimos cuadrados [10]. La rigidez de la unidad músculo-tendón se calculó a partir del mismo rango de ángulo de extensión de la rodilla antes y después del SS. El rango calculado del ángulo de extensión de la rodilla se definió como el ángulo desde el 50% del ángulo máximo de extensión de la rodilla hasta el ángulo máximo de extensión de la rodilla medido antes del SS [8,9,22].

Torque máximo y ángulo de la rodilla durante la máxima flexión isocinética voluntaria de la rodilla

Se midió el pico de torque de la flexión de la rodilla durante la flexión isocinética voluntaria máxima de la rodilla a 60 grados/segundo. Los participantes fueron asegurados en la máquina de dinamómetro isocinético de la misma manera que la medición del ROM. El rango de medición se estableció desde 0 grados hasta el ángulo máximo de extensión de la rodilla. Los participantes realizaron tres flexiones isocinéticas submáximas de rodilla como prueba de calentamiento. Después de la prueba de calentamiento, los participantes realizaron tres flexiones isocinéticas máximas de rodilla como medida de la fuerza muscular. Los valores más altos de tres flexiones isocinéticas de rodilla se utilizaron para los análisis como el torque máximo. El ángulo de la articulación en el torque máximo fue proporcionado por la máquina de dinamómetro isocinético.

Escala numérica del dolor

El nivel de dolor durante el SS, inmediatamente después de la post-medición y 24 horas después del SS se cuantificó mediante una NRS de 11 puntos que osciló entre 0 (sin dolor) y 10 (el peor dolor imaginable) [8,22].

Estiramiento estático (SS)

El SS se realizó en el dinamómetro isocinético de la misma manera que la medición del ROM. La articulación de la rodilla se extendió pasivamente desde 0 grados hasta el ángulo en el punto máximo de incomodidad [22]. El ángulo se mantuvo durante tres tiempos diferentes (10 segundos, 15 segundos y 20 segundos). A partir de entonces, la articulación de la rodilla se volvía pasivamente a 0 grados. Los participantes recibieron una serie de estiramientos en cada duración diferente. Se pidió a los participantes que se relajaran durante cada estiramiento. El cambio porcentual en el ángulo durante el SS con respecto al ROM antes del estiramiento se definió como la intensidad del estiramiento [8,22].

Análisis estadístico

Todas las variables excepto la NRS se describieron como media ±SD en el presente estudio. La NRS se describió como una mediana. Se utilizó un análisis de varianza de medida repetida unidireccional para examinar la diferencia en la intensidad del SS. Para las variables, excepto para la NRS, se utilizó un análisis de varianza de medidas repetidas de dos vías para examinar los efectos de la intervención (10 segundos vs 15 segundos vs 20 segundos) y el tiempo (antes y después). Para la NRS, se utilizó un análisis de varianza de medidas repetidas de dos vías para examinar los efectos de la intervención (10 segundos vs 15 segundos vs 20 segundos) y el tiempo (durante el SS vs inmediatamente después de las mediciones posteriores vs 24 horas después del SS). Si se detectaba un significativo, se realizaban análisis *post hoc* utilizando la prueba de Bonferroni. El coeficiente de correlación de rango de Spearman se realizó entre la intensidad del SS y el cambio relativo del ROM, torque pasivo relativo, torque pasivo máximo y rigidez de la unidad músculo-tendinosa. Los análisis se realizaron utilizando SPSS versión 25 (SPSS, Inc., Chicago, IL, EE. UU.). Las diferencias se consideraron estadísticamente significativas a un nivel *alfa* de $p < 0.05$. Para describir el tamaño del efecto, se calculó el valor de *eta* cuadrada parcial utilizando el software SPSS.

RESULTADOS

Intensidad del SS

La intensidad del SS para cada intervención fue la siguiente: 10 segundos, 137.9±11.4%; 15 segundos, 128.9±12.7%; 20 segundos, 130.3±8.6%. No hubo diferencias significativas en la intensidad del SS entre las intervenciones (p = 0.07, eta cuadrado parcial = 0.19).

ROM

Para el ROM, no hubo una interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.12, eta cuadrado parcial = 0.10) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.37, eta cuadrado parcial = 0.05), pero hubo un efecto principal significativo para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.75) (Fig 1). El ROM aumentó después del estiramiento (p <0.01).

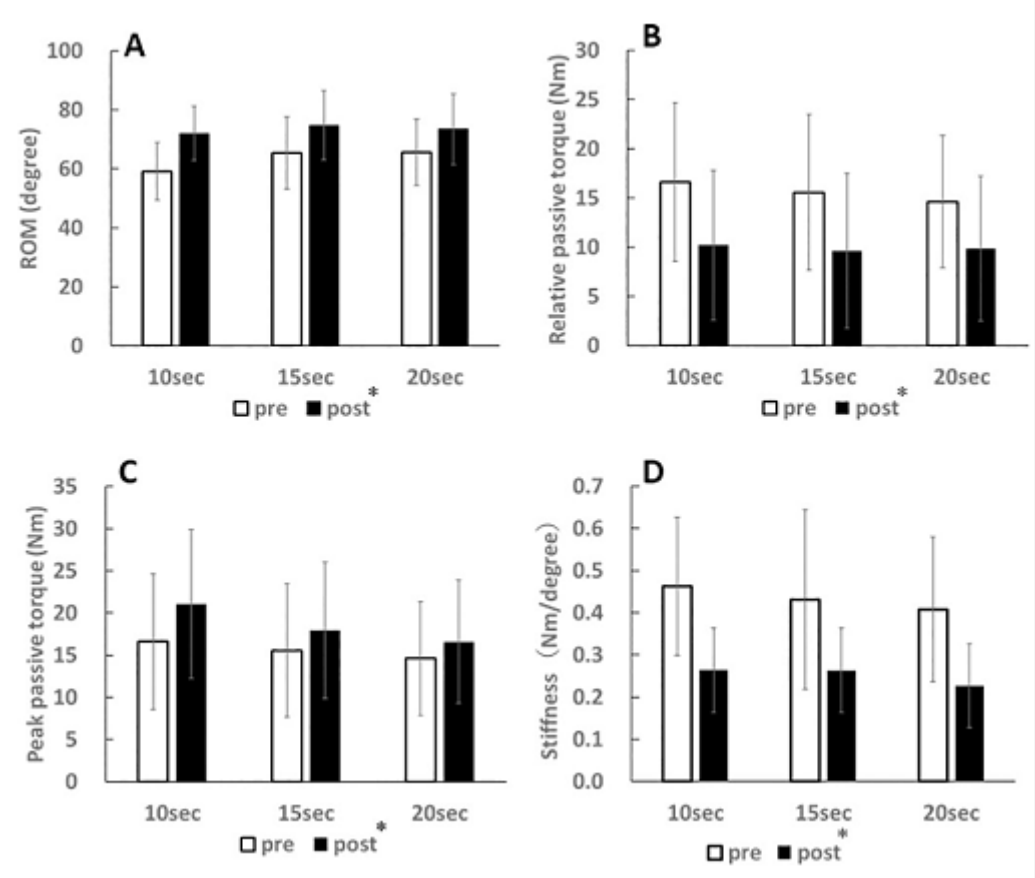

Figura 1. *Efectos del estiramiento sobre los cambios en el ROM (A), el torque pasivo relativo (B), el torque pasivo máximo (C) y la rigidez de la unidad músculo-tendón (D).*
**p < 0.01 (pre vs. post).*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240181.g001

Torque pasivo relativo

Para el torque pasivo relativo, no hubo interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.63, eta cuadrado parcial = 0.02) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.84, eta cuadrado parcial = 0.01), pero sí un efecto principal para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.86) (Fig 1). El torque pasivo relativo disminuyó después de cada SS (p <0.01).

Torque pasivo máximo

Para el torque pasivo máximo, no hubo interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.42, eta cuadrado parcial = 0.04) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.49, eta cuadrado parcial = 0.04), pero sí efecto principal para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.22) (Fig 1). El torque pasivo pico aumentó después del estiramiento (p <0.01).

Rigidez de la unidad músculo-tendón

Para la rigidez de la unidad músculo-tendón, no hubo una interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.62, eta cuadrado parcial = 0.02) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.78, eta cuadrado parcial = 0.01), pero no fue un efecto principal significativo para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.84) (Figura 1). La rigidez de la unidad músculo-tendón disminuyó después del estiramiento (p <0.01).

Torque máximo de la flexión isocinética de rodilla

Para el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla, hubo una interacción bidireccional significativa (intervención x tiempo, p <0.05, eta cuadrado parcial = 0.15) (Figura 2). El análisis post hoc reveló que el torque máximo disminuyó después de 10 segundos de SS (p <0.05) mientras que no hubo cambios después de 15 y 20 segundos de SS (p = 0.96, 0.30, respectivamente).

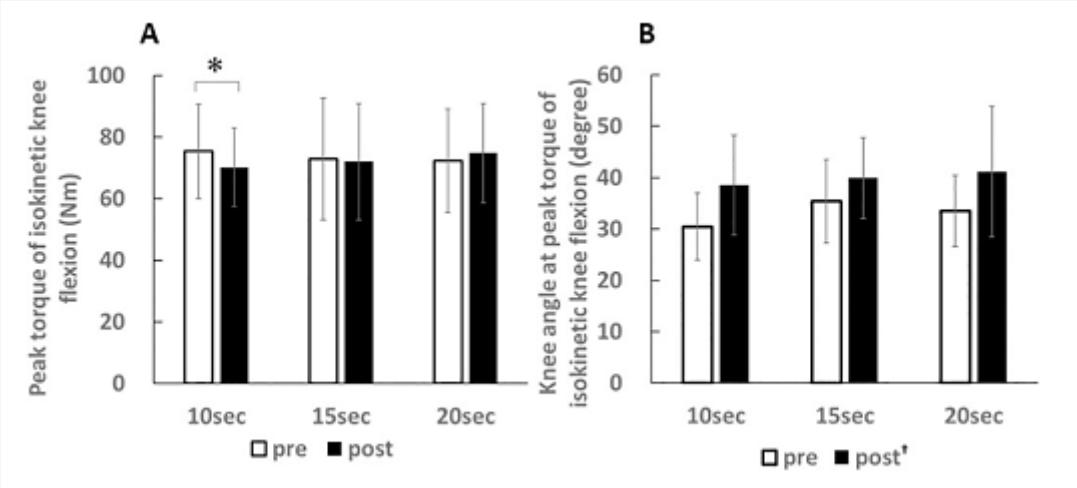

Figura 2. *Efectos del estiramiento sobre los cambios en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla (A) y el ángulo de la rodilla en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla (B).*
**p < 0.05 (pre vs. post). †p < 0.01 (pre vs. post).*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240181.g002

Ángulo de la rodilla en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla

Para el ángulo de la rodilla en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla, no hubo una interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.42, eta cuadrado parcial = 0.04) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.52, eta cuadrado parcial = 0.03), pero hubo un efecto principal significativo para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.52) (Fig 2). El ángulo de la rodilla aumentó después del estiramiento (p <0.01).

NRS

Para la NRS, no hubo una interacción bidireccional significativa (intervención × tiempo, p = 0.54, eta cuadrado parcial = 0.04) y ningún efecto principal para la intervención (p = 0.72, eta cuadrado parcial = 0.02), pero hubo un efecto principal significativo para el tiempo (p <0.01, eta cuadrado parcial = 0.98). La NRS durante el SS [valores de la mediana (rango intercuartílico): 10 seg = 9 (8-9), 15 seg = 8 (8-9), 20 seg = 8 (8-9)] indicaron valores más altos en comparación con aquellos inmediatamente después de la post-medidas [valores de la mediana (rango intercuartílico): 0 (0 = 0) en todas las intervenciones] (p <0.01) y 24 horas después del SS [valores de la mediana (rango intercuartílico): 0 (0 = 0) en todas las intervenciones] (p <0.01).

Correlación entre intensidad y medidas de flexibilidad

Hubo correlaciones significativas entre la intensidad del SS y el cambio relativo en el ROM (10 seg, $r = 0.88$, $p < 0.01$; 15 seg, $r = 0.94$, $p < 0.01$; 20 seg; $r = 0.52$, $p < 0.05$), relativo torque pasivo (10 seg, $r = -0.62$, $p < 0.05$; 15 seg, $r = -0.78$, $p < 0.01$; 20 seg, $r = -0.72$, $p < 0.01$) y rigidez de la unidad músculo-tendón (10 seg, $r = -0.61$, $p < 0.05$; 15 segundos, $r = -0.74$, $p < 0.01$; 20 segundos, $r = -0.62$, $p < 0.05$). Por otro lado, no hubo correlaciones significativas entre la intensidad del SS y el cambio relativo en el pico de torque pasivo (10 seg, $r = 0.51$, $p = 0.07$; 15 seg, $r = 0.29$, $p = 0.32$; 20 seg, $r = 0.14$, $p = 0.63$).

Discusión

En este estudio, el SS se realizó en el ángulo donde está el punto máximo de incomodidad. Los resultados mostraron que no hubo diferencias significativas en la intensidad del SS entre las intervenciones. Además, no hubo diferencias significativas en la NRR durante el SS entre las intervenciones. Estos resultados indicaron que los participantes recibieron el SS a una intensidad similar subjetiva y objetivamente independientemente de la duración del SS.

En el presente estudio, independientemente de las intervenciones, el ROM y el torque pasivo máximo aumentaron significativamente, pero el torque pasivo relativo y la rigidez de la unidad músculo-tendinosa disminuyeron significativamente. La alteración del ROM después del SS se atribuye a alteraciones en la propiedad pasiva del músculo y la tolerancia al estiramiento [5-7]. En el presente estudio, el torque pasivo relativo [11] y la rigidez de la unidad músculo-tendinosa [7,10,19] se midieron como indicadores de la propiedad pasiva de los isquiotibiales, y el torque pasivo máximo se midió como un indicador de tolerancia al estiramiento [10,26,27]. Estudios previos mostraron que el ROM y el torque pasivo máximo aumentaban, pero la rigidez de la unidad músculo-tendinosa de los isquiotibiales disminuyó después del SS de alta intensidad durante 20 [22] y 180 segundos [8]. Estos resultados sugirieron que los efectos de la duración del SS de alta intensidad fueron pequeños, y que el estiramiento aumentó el ROM a través de una disminución en el torque pasivo relativo y de la rigidez de la unidad músculo-tendón y un aumento en la tolerancia al estiramiento.

En todas las intervenciones, hubo correlaciones significativas entre la intensidad del SS y los cambios relativos en el ROM, el torque pasivo relativo y la rigidez de la unidad músculo-tendinosa. Sin embargo, no hubo correlaciones significativas entre la intensidad del SS y el torque pasivo máximo. Nuestro estudio anterior examinó los efectos del SS de alta intensidad durante 20 segundos y mostró que había correlaciones significativas entre la intensidad del SS y el ROM, la rigidez de la unidad músculo-tendón y el torque pasivo máximo [22]. Mientras, Kataura y cols. [8] examinaron el efecto de alta intensidad del SS durante 180 segundos en los isquiotibiales e informó que había correlaciones significativas entre la intensidad del SS y el ROM y la rigidez pasiva, aunque no hubo una correlación significativa entre la intensidad del SS y el torque pasivo máximo. A partir de estos tres estudios, cuando se realiza un SS de alta intensidad, se sugiere que la intensidad del SS sea importante para el cambio en el ROM y la propiedad pasiva de los isquiotibiales. Por otro lado, no se ha obtenido consenso sobre la relación entre la intensidad del SS y los cambios en la tolerancia al estiramiento. Aunque los detalles de los mecanismos para el aumento de la tolerancia al estiramiento no están claros, estudios previos han informado que el aumento de la tolerancia al estiramiento se atribuyó a una disminución en las percepciones del dolor y la incomodidad acompañada de un cambio de factores neuronales y psicológicos después del estiramiento [28,29]. Estudios previos informaron que el cambio en el ROM después del SS a una intensidad sin dolor se ve más afectado por la tolerancia al estiramiento que por las propiedades pasivas [30,31]. El cambio en la tolerancia al estiramiento después del SS de alta intensidad debe estudiarse con más detalle.

En el presente estudio, el pico de torque de la flexión isocinética de la rodilla se redujo después del SS durante 10 segundos, mientras que no hubo cambios después del SS durante 15 y 20 segundos. En nuestro estudio anterior, el torque máximo no se modificó después de un SS de alta intensidad durante 20 segundos [22] y, en este sentido, los resultados del presente estudio apoyan el estudio anterior. La alteración en la fuerza muscular después del SS se atribuye a una alteración en la rigidez de la unidad músculo-tendinosa [32,33] y de la actividad neural [34-37]. En teoría, el SS disminuye la eficiencia de transferencia de fuerza del músculo al esqueleto [38] con la disminución de la rigidez de la unidad músculo-tendón [32,33] y el desplazamiento hacia la derecha de la curva de ángulo de torque [39-41]. Trajano y cols. [35] informaron que factores centrales estaban fuertemente relacionados con la reducción del torque inmediatamente después del SS y durante la recuperación del torque. En el presente estudio, se encontró una disminución en la rigidez músculo-tendinosa y un incremento en el ángulo de la rodilla en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla independientemente de su duración. El incremento en el ángulo de la rodilla en el momento de torque máximo indicó un desplazamiento hacia la derecha de la curva del ángulo de torque [41]. Por lo tanto, se sugiere que la diferencia en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla fue causada por la actividad neuronal porque no hubo diferencias en los cambios en la rigidez de la unidad músculo-tendinosa y el ángulo de la rodilla en el torque máximo entre las intervenciones.

Estudios anteriores informaron que la actividad nerviosa simpática se activa después de los niveles de dolor e incomodidad

[42,43]. El nervio simpático juega un papel crucial en el flujo sanguíneo y la actividad neural durante la contracción muscular [44]. En el presente estudio, la NRS durante el SS fue de 8 a 9 niveles en todas las intervenciones, lo que indicó que los participantes sintieron un dolor intenso. Hasta donde sabemos, no se ha examinado en la medida de la estimulación por estiramiento necesaria para la excitación del nervio simpático. Sin embargo, es posible que 10 segundos de SS de alta intensidad fueran insuficientes para la excitación del nervio simpático y que la excitación del nervio simpático requiriera más de 15 segundos de estiramiento. Por lo tanto, se sugiere que el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla se redujo debido a la disminución de la rigidez de la unidad músculo-tendinosa después de 10 segundos de un SS de alta intensidad, mientras que el efecto de la disminución de la rigidez se compensaría con un incremento en la actividad del nervio simpático después de 15 y 20 segundos de estiramiento. Sin embargo, el presente estudio no midió la actividad del nervio simpático. Además, la actividad EMG de los isquiotibiales no se pudo medir porque el muslo derecho se estabilizó en el asiento con una correa para realizar mediciones e intervenciones con precisión. Es necesario examinar en detalle los cambios en la actividad neuronal después de un SS de alta intensidad para aclarar el mecanismo de cambio en el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla después del estiramiento.

En el presente estudio, la NRS fue de 8 a 9 niveles durante el SS, lo que indicó que los participantes sintieron un dolor intenso. Sin embargo, el dolor desapareció inmediatamente después de las post-mediciones y no hubo dolor 24 horas después del SS. Estos resultados son consistentes con nuestro estudio anterior [22]. Estos datos sugirieron que el riesgo de un SS de alta intensidad puede ser bajo para los hombres sanos. Sin embargo, Apostolopoulos [45] comparó los efectos de un SS de alta (70%-80% del estiramiento máximo percibido) y de baja intensidad (30%-40% del estiramiento máximo percibido) sobre la recuperación de un ejercicio excéntrico no acostumbrado.

Demostró que es probable que el estiramiento de baja intensidad produzca efectos beneficiosos de pequeños a moderados sobre el dolor muscular percibido y la recuperación de la función muscular después de un ejercicio excéntrico no habitual [45]. Por tanto, es necesario investigar la seguridad del SS de alta intensidad para las personas con trastornos músculo-tendinosos.

En resumen, los resultados mostraron que la rigidez de la unidad músculo-tendinosa disminuyó independientemente de su duración. Sin embargo, el torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla, que es un indicador de la fuerza muscular de los isquiotibiales, disminuyó después de un SS de alta intensidad durante 10 segundos, aunque no hubo cambios después de más de 15 segundos de SS de alta intensidad. La disminución de la fuerza muscular después del SS se restablece en 10 minutos [33]. Además, la realización de actividades (saltos y sprints) después de un SS puede mitigar los efectos negativos del SS [46,47]. Estos datos sugirieron que, si los atletas optan por estirar estáticamente, deben elegir la duración de un SS de alta intensidad teniendo en cuenta sus actividades posteriores. Los atletas que necesitan una gran fuerza muscular inmediatamente después de un SS de alta intensidad sin ninguna actividad deben usar más de 15 segundos de estiramiento. Si los atletas tienen más de 10 minutos o realizan actividades después del SS de alta intensidad, deben usar 10 segundos de SS de alta intensidad para minimizar el dolor.

Conclusiones

El presente estudio mostró que, independientemente de la duración del SS, el ROM y el torque pasivo máximo aumentaron, pero el torque pasivo relativo y la rigidez de la unidad músculo-tendinosa disminuyeron. El torque máximo de la flexión isocinética de la rodilla disminuyó después de 10 segundos de SS de alta intensidad. El SS de alta intensidad durante 10 segundos podría ser útil para aumentar la flexibilidad y prevenir lesiones. Sin embargo, los atletas deben usar un SS de alta intensidad durante más de 15 segundos cuando necesiten una gran fuerza muscular inmediatamente después del estiramiento.

Información de apoyo
S1 Archivo.
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240181.s001

REFERENCIAS

1. Takeuchi K, Nakamura M, Kakihana H, Tsukuda F. (2019). A Survey of static and dynamic stretching protocol. *Int J Sport Heal Sci. 2019;17: 72–79. https://* doi.org/10.5432/ijshs.201829
2. Radford JA, Burns J, Buchbinder R, Landorf KB, Cook C. (2006). Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? A systematic review. *Br J Sports Med. 2006;40: 870–5; discussion 875. pmid:16926259*
3. Nakano J, Yamabayashi C, Scott A, Reid WD. (2012). The effect of heat applied with stretch to increase range of motion: A systematic review. *Phys Ther Sport. 2012;13: 180–188. pmid:22814453*

4. Medeiros DM, Cini A, Sbruzzi G, Lima CS. (2016). Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis. *Physiotherapy Theory and Practice. Taylor and Francis Ltd; 2016. pp. 438–445. pmid:27458757*
5. Behm DG, Blazevich AJ, Kay AD, McHugh M. (2016). Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism. National Research Council of Canada; 2016. pp. 1–11. pmid:26642915*
6. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F, Kjaer M. (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports. 1997;7: 195–202. pmid:9241023*
7. Nakamura M, Ikezoe T, Takeno Y, Ichihashi N. (2013). Time course of changes in passive properties of the gastrocnemius muscle-tendon unit during 5 min of static stretching. *Man Ther. 2013;18: 211–215. pmid:23294911*
8. Kataura S, Suzuki S, Matsuo S, Hatano G, Iwata M, Yokoi K, et al. (2017). Acute Effects of the Different Intensity of Static Stretching on Flexibility and Isometric Muscle Force. *J strength Cond Res. 2017;31: 3403–3410. pmid:27984497*
9. Matsuo S, Suzuki S, Iwata M, Banno Y, Asai Y, Tsuchida W, et al. (2013). Acute Effects of Different Stretching Durations on Passive Torque, Mobility, and Isometric Muscle Force. *J Strength Cond Res. 2013;27: 3367–3376. pmid:23524367*
10. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Soørensen H, Kjær M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol. 1996;497: 291–298. pmid:8951730*
11. Brusco CM, Blazevich AJ, Pinto RS. (2019). The effects of 6 weeks of constant-angle muscle stretching training on flexibility and muscle function in men with limited hamstrings' flexibility. *Eur J Appl Physiol. 2019;119: 1691–1700. pmid:31076891*
12. Medeiros DM, Martini TF. (2018). Chronic effect of different types of stretching on ankle dorsiflexion range of motion: Systematic review and meta-analysis. *Foot. Churchill Livingstone; 2018. pp. 28–35. pmid:29223884*
13. 13.Ekstrand J, Gillquist J. (1983). The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med. 1983;4: 124–128. pmid:6874174*
14. Pickering Rodriguez EC, Watsford ML, Bower RG, Murphy AJ. (2017). The relationship between lower body stiffness and injury incidence in female netballers. *Sport Biomech. 2017;16: 361–373. pmid:28553879*
15. Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. (2010). A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med. 2010;38: 2058–2064. pmid:20595555*
16. Witvrouw E, Mahieu N, Danneels L, McNair P. (2004). Stretching and injury prevention: An obscure relationship. *Sports Medicine. 2004. pp. 443–449. pmid:15233597*
17. Brazier J, Maloney S, Bishop C, Read PJ, Turner AN. (2019). Lower Extremity Stiffness: Considerations for Testing, Performance Enhancement, and Injury Risk. *J Strength Cond Res. 2019;33: 1156–1166. pmid:29112054*
18. Lorimer A V., Hume PA. (2016). Stiffness as a Risk Factor for Achilles Tendon Injury in Running Athletes. *Sports Medicine. Springer International Publishing; 2016. pp. 1921–1938. pmid:27194434*
19. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. (2013). Decrements in stiffness are restored within 10 min. *Int J Sports Med. 2013;34: 484–490. pmid:23143704*
20. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol. 2008;586: 97–106. pmid:17884924*
21. Nakamura M, Tome I, Nishishita S, Tanaka H, Umehara J, Ichihashi N. (2019). Static stretching duration needed to decrease passive stiffness of hamstring muscle-tendon unit. *J Phys Fit Sport Med. 2019;8: 113–116. https://* doi.org/10.7600/jpfsm.8.113
22. Takeuchi K, Nakamura M. (2020). Influence of High Intensity 20-Second Static Stretching on the Flexibility and Strength of Hamstrings. *J Sports Sci Med. 2020;19: 429–435. pmid:32390737*
23. Simenz CJ, Dugan CA, Ebben WP. (2005). Strength and Conditioning Practices of National Basketball Association Strength and Conditioning Coaches. *J Strength Cond Res. 2005;19: 495–504. pmid:16095396*
24. Sato S, Kiyono R, Takahashi N, Yoshida T, Takeuchi K, Nakamura M. (2020). The acute and prolonged effects of 20-s static stretching on muscle strength and shear elastic modulus. *PLoS One. 2020;15. pmid:32027694*
25. Morse CI. (2011). Gender differences in the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle during stretch. *Eur J Appl Physiol. 2011;111: 2149–2154. pmid:21298445*
26. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. (2013). Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scand J Med Sci Sports. 2013;23: 23–30. pmid:21564309*
27. Kay AD, Blazevich AJ. (2009). Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *J Appl Physiol. 2009;106: 1249–1256. pmid:19179644*
28. Law RYW, Harvey LA, Nicholas MK, Tonkin L, De Sousa M, Finniss DG. (2009). Stretch exercises increase tolerance to stretch in patients with chronic musculoskeletal pain: a randomized controlled trial. *Phys Ther. 2009;89: 1016–26. pmid:19696119*
29. Folpp H, Deall S, Harvey LA, Gwinn T. (2006). Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? Aust J Physiother. *2006;52: 45–50. pmid:16515422*
30. Magnusson SP. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *A review. Scand J Med Sci Sports. 1998;8: 65–77. pmid:9564710*
31. Freitas SR, Mendes B, Le Sant G, Andrade RJ, Nordez A, Milanovic Z. (2018). Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. *Scand J Med Sci Sport. 2018;28: 794–806. pmid:28801950*
32. Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol. 2000;89: 1179–1188. pmid:10956367*
33. Mizuno T, Matsumoto M, Umemura Y. (2014). Stretching-induced deficit of maximal isometric torque is restored within 10 minutes. *J strength Cond Res. 2014;28: 147–153. pmid:23615480*
34. Behm DG, Chaouachi A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Eur J Appl Physiol. 2011;111: 2633–2651. pmid:21373870*

35. Trajano GS, Seitz L, Nosaka K, Blazevich AJ. (2013). Contribution of central vs. *peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. J Appl Physiol. 2013;115: 212–8. pmid:23661620*
36. Trajano GS, Seitz LB, Nosaka K, Blazevich AJ. (2014). Can passive stretch inhibit motoneuron facilitation in the human plantar flexors? J Appl Physiol. *2014;117: 1486–1492. pmid:25342705*
37. Trajano GS, Nosaka K, Blazevich AJ. (2017). Neurophysiological Mechanisms Underpinning Stretch-Induced Force Loss. *Sports Med. 2017;47: 1531–1541. pmid:28120238*
38. Huijing PA. (1999). Muscle as a collagen fiber reinforced composite: A review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech. 1999;32: 329–345. pmid:10213024*
39. Balle SS, Magnusson SP, McHugh MP. (2015). Effects of contract-relax vs static stretching on stretch-induced strength loss and length-tension relationship. *Scand J Med Sci Sports. 2015;25: 764–9. pmid:25622920*
40. Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemelä E, Komi P V. (2004). Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *J Appl Physiol. 2004;96: 2325–2332. pmid:14966020*
41. Weir DE, Tingley J, Elder GCBB. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol. 2005;93: 614–23. pmid:15578204*
42. Matsubara T, Arai YCP, Shiro Y, Shimo K, Nishihara M, Sato J, et al. (2011). Comparative effects of acupressure at local and distal acupuncture points on pain conditions and autonomic function in females with chronic neck pain. *Evidence-based Complement Altern Med. 2011;2011. pmid:20953433*
43. Shiro Y, Arai Y-CP, Matsubara T, Isogai S, Ushida T. (2012). Effect of muscle load tasks with maximal isometric contractions on oxygenation of the trapezius muscle and sympathetic nervous activity in females with chronic neck and shoulder pain. *BMC Musculoskelet Disord. 2012;13: 146. pmid:22889146*
44. Katayama K, Saito M. (2019). Muscle sympathetic nerve activity during exercise. *J Physiol Sci. 2019;69. pmid:31054082*
45. Apostolopoulos NC, Lahart IM, Plyley MJ, Taunton J, Nevill AM, Koutedakis Y, et al. (2018). The effects of different passive static stretching intensities on recovery from unaccustomed eccentric exercise—A randomized controlled trial. *Appl Physiol Nutr Metab. 2018;43: 806–815. pmid:29529387*
46. Samson M, Button DC, Chaouachi A, Behm DG. (2012). Effects of dynamic and static stretching within general and activity specific warm-up protocols. *J Sport Sci Med. 2012;11: 279–285. pmid:24149201*
47. Chaabene H, Behm DG, Negra Y, Granacher U. (2019). Acute Effects of Static Stretching on Muscle Strength and Power: An Attempt to Clarify Previous Caveats. *Front Physiol. 2019;10: 1468. pmid:31849713*

Cita Original

Takeuchi K, Nakamura M (2020) The optimal duration of high-intensity static stretching in hamstrings. PLoS ONE 15(10): e0240181. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0240181