

Article

# Relación Entre la Fuerza del Ejercicio Nórdico de Isquiotibiales y el Torque Máximo de Flexión de Rodilla Voluntaria Excéntrica, Concéntrica e Isométrica

Satoru Nishida<sup>1</sup>, Masatoshi Nakamura<sup>2,3</sup>, Ryosuke Kiyono<sup>2,3</sup>, Shigeru Sato<sup>2,3</sup>, Koki Yasaka<sup>3</sup>, Riku Yoshida<sup>3</sup> y Kazunori Nosaka<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Sports and Health Science, Fukuoka University, Fukuoka, Japan

<sup>2</sup>Institute for Human Movement and Medical Sciences, Niigata University of Health and Welfare, Niigata, Japan

<sup>3</sup>Department of Physical Therapy, Niigata University of Health and Welfare, Niigata, Japan

<sup>4</sup>Center for Exercise and Sports Science Research, School of Medical and Health Sciences, Edith Cowan University, Joondalup, Western Australia, Australia

## RESUMEN

El ejercicio nórdico de isquiotibiales se realiza para prevenir lesiones por distensión del músculo flexor de la rodilla y se utiliza para evaluar los riesgos de lesiones. Sin embargo, no está claro qué indica exactamente la fuerza de los isquiotibiales nórdicos. Investigamos la relación entre la fuerza de los isquiotibiales nórdicos y el torque de contracción voluntaria máxima (MVC) de los flexores de la rodilla medidos por un dinamómetro isocinético. Dieciséis hombres jóvenes sanos que no habían experimentado lesiones por distensión de los isquiotibiales participaron en el estudio. En el isquiotibial nórdico, se instruyó a cada participante para que se inclinara hacia adelante tanto como fuera posible en 3 seg (aproximadamente 30°/seg), y se midió la fuerza en la articulación del tobillo de la pierna dominante durante el movimiento. La fuerza se multiplicó por la longitud de la parte inferior de la pierna y se convirtió en torque. El torque de la MVC de los flexores de la rodilla se midió isométricamente en ángulos de articulación de flexión de rodilla de 30°, 45°, 60° y 90°, y de forma concéntrica y excéntrica a 30°/seg y 60°/seg en flexión de rodilla de 10°-90° para la pierna dominante en decúbito prono. Las correlaciones entre las variables dependientes se evaluaron mediante los coeficientes de correlación de Pearson. El torque nórdico máximo de los isquiotibiales osciló entre 96.8 y 163.5 Nm, y el torque excéntrico máximo de la MVC osciló entre 50.7 y 109.4 Nm a 30°/seg y entre 59.2 y 121.2 Nm a 60°/seg. No se observaron correlaciones significativas entre el torque máximo de los isquiotibiales nórdicos y el torque de flexión excéntrica máxima de la rodilla ( $r = 0.24-0.3$ ,  $p = 0.26-0.4$ ). Este también fue el caso para el torque nórdico de isquiotibiales y el torque de MVC de contracciones isométricas ( $r = -0.03-0.1$ ,  $p = 0.71-0.92$ ) y concéntricas ( $r = 0.28-0.49$ ,  $p = 0.053-0.29$ ). Estos resultados muestran que la fuerza de los isquiotibiales durante el ejercicio nórdico no está asociada con el torque flexor de la rodilla medido por un dinamómetro isocinético. Puede ser que otros factores además de las fuerzas estáticas y dinámicas de los isquiotibiales afecten la fuerza de los isquiotibiales nórdicos.

# INTRODUCCIÓN

---

Las lesiones por distensión de los isquiotibiales son comunes en los deportes y representan del 12 al 15% de todas las lesiones [1]. La etiología de las lesiones por distensión de los isquiotibiales se ha investigado en muchos estudios y se han documentado los factores de riesgo y las estrategias de prevención [2,3]. Sin embargo, no parece que el número de lesiones por distensión de los isquiotibiales haya disminuido significativamente en los últimos 10 años [4,5]. Dado que los flexores de la rodilla realizan contracciones excéntricas para absorber la fuerza en los movimientos de extensión de la rodilla para desacelerar el impulso durante la última fase de balanceo en la carrera de velocidad, la fuerza de los isquiotibiales, especialmente en las contracciones excéntricas, es importante para prevenir lesiones por distensión [6,7].

La fuerza excéntrica de los flexores de la rodilla se mide comúnmente con un dinamómetro isocinético, que se considera un estándar de oro [8,9]. Green y cols. [8] revisaron artículos que examinaron la relación entre el par de flexión de rodilla isométrica, concéntrica y excéntrica y el riesgo de lesiones por distensión de los isquiotibiales, y demostraron que sólo el par de flexión de rodilla excéntrico a una velocidad angular más lenta (60°/seg) podía predecir el riesgo de las lesiones por distensión de los isquiotibiales. Sin embargo, afirmaron que la prueba isocinética podría no ser adecuada para la evaluación del riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales, porque los movimientos de la unidad musculotendinosa en las carreras de velocidad son diferentes de la configuración de la medición en un dinamómetro isocinético. Los autores sugirieron la necesidad de pruebas de fuerza alternativas para evaluar la fuerza excéntrica que podría predecir mejor los riesgos de lesión por distensión de los isquiotibiales.

Hay disponibles algunos dispositivos para evaluar la fuerza de los isquiotibiales nórdicos (NH), que se han utilizado para predecir los riesgos de lesión por distensión de los isquiotibiales [10,11]. El ejercicio de NH también se realiza a menudo como una medida preventiva de las lesiones por distensión de los isquiotibiales [12] con el supuesto de que puede aumentar la fuerza excéntrica de los flexores de la rodilla [13]. También se cree generalmente que la fuerza del ejercicio de NH representa la fuerza excéntrica de los flexores de la rodilla [14]. Mjolsnes y cols. [14] informaron que el entrenamiento del ejercicio de NH progresivo realizado de una a tres sesiones por semana durante 10 semanas aumentaba efectivamente el torque de flexión excéntrica máxima de la rodilla medido por un dinamómetro isocinético en un 11% en jugadores de fútbol bien entrenados. Sin embargo, muchos estudios no han investigado la relación entre la fuerza de NH y la fuerza flexora de la rodilla medida con un dinamómetro isocinético.

Hasta donde sabemos, sólo dos estudios han intentado investigar la relación entre la fuerza excéntrica del flexor de la rodilla medida con un dinamómetro isocinético y la fuerza de NH [15,16]. van Dyk y cols. [15] informaron una mala correlación ( $r = 0.35$ ) entre la fuerza de NH y el torque de flexión excéntrica de la rodilla medido a 60°/seg en una posición sentada entre 337 jugadores profesionales de fútbol masculino. Los autores concluyeron que la baja correlación entre las dos mediciones se debió a las diferencias en la posición de medición, como estar sentado durante la medida isocinética y arrodillarse para la medida del ejercicio de NH. Wiesinger y cols. [16] utilizaron una posición supina para medir el torque de flexión excéntrica de la rodilla isocinética (30°/seg) y el torque de NH medido a una velocidad angular de 30°/seg entre 25 estudiantes atletas masculinos sanos, e informaron una correlación significativa entre ellos ( $r = 0.58$ ). Sin embargo, también mostraron una diferencia promedio de 19 Nm entre el torque de NH y el torque de flexión excéntrica de la rodilla, y afirmaron que la diferencia podría deberse a las diferencias en la posición de la cadera y de la velocidad del movimiento. Por lo tanto, parece que se requieren más estudios para aclarar si la fuerza de NH indica fuerza excéntrica del flexor de la rodilla. También se debe tener en cuenta que los dos estudios previos no incluyeron medidas de torque flexor de la rodilla isométricas y concéntricas. Podría ser que la fuerza de NH esté más asociada con la fuerza isométrica que con la excéntrica de los flexores de la rodilla.

Por lo tanto, el presente estudio examinó la relación entre la fuerza de NH y el torque máximo de contracción voluntaria de los flexores de la rodilla medido por un dinamómetro isocinético durante las contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas en una posición prona. Presumimos que el torque de flexión de rodilla isométrica y excéntrica estaría significativamente correlacionado con la fuerza del ejercicio de NH.

## MATERIALES Y MÉTODOS

---

### Participantes

Dieciséis estudiantes universitarios masculinos sanos que habitualmente realizaban entrenamiento de la fuerza, incluido el de los flexores de la rodilla, 2 o 3 veces por semana, fueron reclutados para el presente estudio. Dado que el objetivo principal de este estudio era examinar las correlaciones entre la fuerza de NH y el torque máximo de contracción

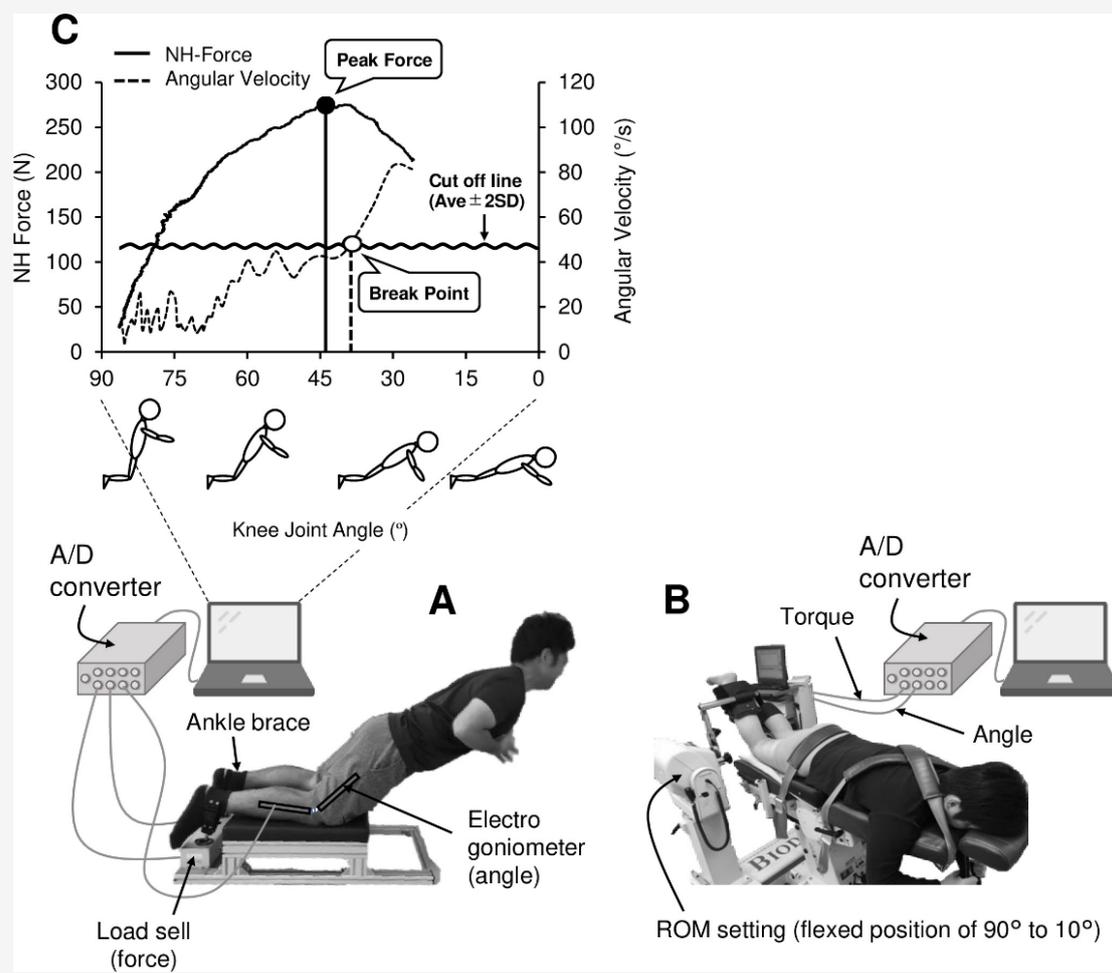
voluntaria del flexor de la rodilla evaluado mediante un dinamómetro isocinético, a priori no se calculó el tamaño de la muestra en este estudio. Asumimos que el tamaño de la muestra ( $n = 16$ ) era adecuado para lograr el objetivo principal, porque un estudio anterior en el que se examinó la fuerza de NH [17] también utilizó un tamaño de muestra similar al del presente estudio. Su media  $\pm$ SD (rango) de edad, masa corporal, altura y longitud de la parte inferior de la pierna fueron  $21.4 \pm 1.0$  (21-24) años,  $66.5 \pm 4.6$  (60.7-75.8) kg,  $1.71 \pm 0.05$  (1.66-1.83) m y  $0.40 \pm 0.03$  (0.36-0.45) m, respectivamente. Ninguno de los participantes había experimentado lesiones por distensión de los isquiotibiales, lesiones en las articulaciones de la rodilla y dolor lumbar. Este estudio fue aprobado por el comité de ética institucional y se realizó de conformidad con los principios de la Declaración de Helsinki. Se explicaron los procedimientos del estudio y los riesgos potenciales a los participantes, y cada participante proporcionó un consentimiento informado por escrito antes de participar en el estudio.

## Diseño experimental

Los participantes se presentaron al laboratorio en dos días separados con una semana entre las visitas. La primera visita fue una sesión de familiarización para practicar el ejercicio de NH (3 series de 3 repeticiones). En la segunda visita se midió la fuerza de NH y el torque de la contracción voluntaria máxima (MVC) del flexor de la rodilla. Antes de las medidas de fuerza de NH, los participantes realizaron un ejercicio de calentamiento que consistía en pedalear durante 5 minutos en una bicicleta estática (AFB6215, ALINCO, Japón) a 70-80 rpm (100 W), 10 repeticiones de peso muerto usando una máquina de *flywheel* (kBOX4 Lite Advanced System, Exxentric AB, Estocolmo, Suecia) y 3 series de 5 saltos en *split*. Después del ejercicio de calentamiento, los participantes realizaron el test de fuerza de NH que se explica a continuación. Después de la prueba de fuerza de NH, se midió el torque MVC de los flexores de la rodilla usando un dinamómetro isocinético como se describe a continuación, con más de 10 minutos de descanso entre las medidas de fuerza de NH y el torque MVC. Las medidas de torque MVC se realizaron después de la prueba de fuerza de NH, ya que pensamos que era mejor evaluar la fuerza de NH en una condición más 'fresca', aunque la prueba de fuerza de NH podría haber afectado las medidas de torque MVC.

## Fuerza de los isquiotibiales nórdicos (NH)

La configuración para la medida de fuerza de NH se muestra en la Fig. 1A. Cada participante estaba arrodillado en un dispositivo de NH hecho a medida, y cada tobillo estaba asegurado por encima del maléolo lateral con una tobillera que estaba unida a una celda de carga. La fuerza ejercida contra la tobillera en dirección vertical se midió mediante la celda de carga conectada a un PowerLab16/35 (AD Instruments, Bella Vista, Australia). La fuerza se calibró antes de cada prueba utilizando un peso conocido que se colgó de la tobillera, con el dispositivo colocado boca abajo. Se adjuntó un electrogoniómetro de un sólo eje (FA-DL-260, 4assist, Japón) en la cara lateral de la rodilla derecha para monitorear el ángulo de la articulación de la rodilla durante la ejecución del NH. Se instruyó a cada participante para que se inclinara gradualmente hacia adelante desde la posición inicial de rodillas con una flexión de rodilla de  $90^\circ$  hasta una posición boca abajo en 3 seg con los brazos cruzados a la altura del pecho y la articulación de la cadera en extensión completa. Para estandarizar la velocidad del movimiento, se instruyó a los participantes para que se inclinaran hacia adelante con una velocidad angular constante indicada por un metrónomo tanto como fuera posible. En el presente estudio, se pidió a los participantes que realizaran la prueba de NH tres veces para evaluar la confiabilidad de la medida y elegir el mejor intento con la fuerza pico de NH más alta. Los datos de fuerza y de ángulo se transfirieron del PowerLab16/35 a una computadora personal (VersaPro, NEC, Japón) a 1000 Hz. Como se ilustra en la Fig. 1C, la fuerza máxima, el ángulo en la fuerza máxima, el ángulo del punto de quiebre, la fuerza en el ángulo del punto de quiebre y los parámetros cinemáticos (es decir, rango de movimiento, velocidad angular promedio) se analizaron a partir de los datos obtenidos del sistema. Se consideró que el ángulo del punto de quiebre representaba la capacidad de controlar el movimiento de NH. Estudios previos definieron el ángulo del punto de quiebre como el punto en el que la velocidad angular de la rodilla era superior a  $10^\circ/\text{seg}$  durante el ejercicio de NH a una velocidad angular de la rodilla más lenta posible [18,19]. En el presente estudio, la velocidad angular se fijó en aproximadamente  $30^\circ/\text{seg}$ , por lo que fue necesario establecer un criterio diferente para el ángulo del punto de quiebre. Definimos el ángulo del punto de quiebre como el ángulo de la articulación de la rodilla en la primera instancia de una velocidad que excede el promedio de  $\pm 2$  SD de la velocidad angular inclinado hacia adelante. Cuando se comparó con el torque MVC de los extensores de la rodilla, la fuerza de NH se multiplicó por la longitud de la parte inferior de la pierna y se convirtió en torque.



**Figura 1.** Configuración de medición para la fuerza de los isquiotibiales nórdicos (A) y las mediciones de torque de la contracción voluntaria máxima (MVC) con un dinamómetro isocinético (B). En C se muestra un ejemplo de registro de la medida de la fuerza de los isquiotibiales nórdicos con la velocidad angular, en el que se muestran cómo se determinaron la fuerza máxima y el punto de quiebre. Reimpresión de la imagen original bajo licencia CC BY, con permiso de Masatoshi Nakamura y Kazuya Yoshida (febrero de 2021).

## Torque MVC de los flexores de la rodilla

Cada participante realizó varias medidas de MVC en un Biodex System 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, NY, EE. UU.). Las medidas se realizaron en decúbito prono (Fig. 1B) para acercarlas a la posición de la medida de fuerza de NH. Cada participante se aseguró en posición prona, y la región superior de la espalda y la pelvis se estabilizaron con correas de velcro. El eje de rotación del brazo de palanca del dinamómetro se alineó con el epicóndilo lateral del fémur. El rango de movimiento se fijó entre la posición de flexión de 90° y 10° (0° = extensión completa de la rodilla) tanto para contracciones concéntricas (10° a 90°) como excéntricas (90° a 10°). Los participantes realizaron ensayos de entrada en calor a ~80% del esfuerzo máximo percibido subjetivamente dos veces antes de las medidas de torque isométrico a 90°, 60°, 45° y 30° de flexión de la rodilla, respectivamente. También realizaron tres contracciones concéntricas y excéntricas al ~80% del esfuerzo máximo percibido subjetivamente para el rango de movimiento a la velocidad angular de 60°/seg y 30°/seg, respectivamente, antes de las medidas de torque concéntrico y excéntrico. El torque de la MVC en isométrico se midió dos veces a 90°, 60°, 45° y 30° de flexión de la rodilla en este orden. Posteriormente, se midió el torque MVC concéntrico tres veces seguido del torque MVC excéntrico a una velocidad angular de 60°/seg y 30°/seg en ese orden, respectivamente. Estas pruebas se realizaron con un descanso de 30 seg entre las contracciones y un descanso de 3 minutos entre los diferentes modos. El investigador alentó verbalmente a los participantes a generar la fuerza máxima para todo el rango de movimiento para las contracciones concéntricas y excéntricas. Como se explicó para la medida de fuerza de NH, los datos de torque y ángulo de rodilla fueron transferidos a una computadora personal a 1000 Hz por el sistema PowerLab. Los datos que mostraban el torque más alto para cada medida se usaban para los análisis posteriores.

## Análisis estadístico

Se utilizó la prueba de Shapiro Wilk para evaluar la normalidad de las medidas. Los parámetros de NH (es decir, fuerza pico de NH y torque de NH, ángulo de fuerza pico, ángulo del punto de quiebre, fuerza y torque en el ángulo del punto de quiebre) derivados de tres pruebas se compararon usando análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas, y su tamaño del efecto (ES) se obtuvo calculando *eta* parcial al cuadrado ( $\eta^2$ ). Según Richardson [20],  $\eta^2$  se clasifica en pequeño (0.01-0.059), moderado (0.06-0.137) y grande ( $\geq 0.138$ ). La confiabilidad relativa y absoluta se evaluó mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC 1.1), el error estándar de medición (SEM) y el coeficiente de variación (CV). Un CCI de 0.90 o superior se consideró alto, entre 0.80 y 0.89 moderado, y 0.79 o menos como pobre [21], y un CV del 10% o menos se consideró confiable [22]. Los coeficientes de correlación de Pearson se utilizaron para examinar las relaciones entre las variables relacionadas con el torque y el ángulo de las medidas de fuerza de NH y las medidas de torque MVC. La significación estadística se fijó en  $P < 0.05$ . Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el software SPSS versión 27 (SPSS Inc, Chicago, IL).

## RESULTADOS

### Parámetros de fuerza, torque, ángulo y cinemática durante el ejercicio de NH

La fuerza máxima de NH, el torque máximo de NH y el ángulo en la fuerza máxima fueron  $325.6 \pm 45.3$  N (rango: 217.6-389.3 N),  $130 \pm 17.6$  Nm (rango: 96.8-163.5 Nm) y  $32.5 \pm 14.9^\circ$  (rango:  $6.4-52.5^\circ$ ), respectivamente. Aunque el ángulo del punto de quiebre ( $32.0 \pm 9.7^\circ$ , rango:  $14.1-48.9^\circ$ ) no fue significativamente diferente del ángulo en la fuerza máxima, la fuerza en el ángulo del punto de quiebre ( $297.4 \pm 43.3$  N, rango: 216-376.5 N) y el torque en el ángulo del punto de quiebre ( $112.4 \pm 35.1$  Nm, rango: 87.5-158.1 Nm) fue significativamente menor que la fuerza de NH pico y el torque pico de NH. Durante el NH, el rango de movimiento fue de  $75.5 \pm 12.2^\circ$  (rango:  $50-90^\circ$ ) y su velocidad angular promedio inclinada hacia adelante fue de  $28.8 \pm 6.4^\circ/\text{seg}$  ( $19.2-41.3^\circ/\text{seg}$ ).

### Fiabilidad de los parámetros de NH

La Tabla 1 presenta las variables en las medidas de fuerza de NH en tres ensayos y sus parámetros de confiabilidad como ICC1,1, SEM y CV con un intervalo de confianza del 95 % (IC del 95 %). No se encontraron diferencias significativas entre los tres ensayos para la fuerza máxima de NH ( $\eta^2 = 0.005$ ), el torque máximo de NH ( $\eta^2 = 0.005$ ), el ángulo en la fuerza máxima ( $\eta^2 = 0.003$ ), el ángulo del punto de quiebre ( $\eta^2 = 0.07$ ), la fuerza en el quiebre ( $\eta^2 = 0.002$ ) y el torque en el punto de quiebre ( $\eta^2 = 0.002$ ). La fiabilidad relativa fue moderada para la fuerza máxima de NH (ICC = 0.83, CV = 2.7%), el torque máximo de NH (ICC = 0.83, CV = 2.7%) y el ángulo en la fuerza máxima (ICC = 0.86, CV = 8.3%); sin embargo, los otros parámetros no mostraron una alta confiabilidad relativa (ángulo del punto de quiebre: ICC = 0.54, CV = 8.4%; fuerza en el ángulo del punto de quiebre: ICC = 0.46, CV = 10.0%; torque en el punto de quiebre: ICC = 0.48, CV = 9.9%).

**Tabla 1.** Fuerza máxima y torque máximo de los isquiotibiales nórdicos, ángulo en la fuerza máxima, ángulo del punto de quiebre y de fuerza y torque en el ángulo del punto de quiebre (media  $\pm$ SD, rango de 16 participantes) en tres pruebas (Prueba 1 - Prueba 3) para coeficiente de correlación de intraclase (ICC), medida de error estándar (SEM) y coeficiente de variación (CV) con intervalo de confianza del 95% (95% IC).

	Test 1 (Min—Max)	Test 2 (Min—Max)	Test 3 (Min—Max)	ICC (95%CI)	SEM (95%CI)	CV (95%CI)
Peak Force (N)	303.6 $\pm$ 54.6	302.3 $\pm$ 53.7	310.6 $\pm$ 51.2	0.83 (0.63–0.94)	7.8 (4.7–11.0)	2.7 (1.6–3.8)
	(212.6–377.3)	(185.5–388.4)	(200.2–389.3)			
Peak Torque (Nm)	122 $\pm$ 21.2	121.5 $\pm$ 21.5	124.8 $\pm$ 20.3	0.82 (0.61–0.93)	3.3 (1.9–4.6)	2.7 (1.6–3.9)
	(93.5–158.5)	(82.5–162.9)	(89.1–163.5)			
Angle @ Peak force ( $^\circ$ )	34.4 $\pm$ 15.3	36.2 $\pm$ 15.7	34.2 $\pm$ 17.8	0.86 (0.69–0.95)	1.8 (0.8–2.8)	8.3 (1.6–15.0)
	(4.5–52.5)	(1.7–59.2)	(6.4–55.3)			
Break Point Angle ( $^\circ$ )	37.2 $\pm$ 7.0	35.2 $\pm$ 8.0	31.7 $\pm$ 9.6	0.54 (0.21–0.81)	2.8 (0.8–4.7)	8.4 (2.4–14.3)
	(26.8–48.9)	(23.3–46.8)	(14.1–44.0)			
Force @ Break Point Angle (N)	263.1 $\pm$ 58.6	268 $\pm$ 47.9	269.4 $\pm$ 62.8	0.46 (0.12–0.76)	23.4 (11.5–35.2)	10.1 (4.9–15.3)
	(131.4–336.6)	(148.8–336.9)	(137.8–376.5)			
Torque @ Break Point Angle (Nm)	105.9 $\pm$ 23.8	107.7 $\pm$ 19.3	112.4 $\pm$ 35.1	0.47 (0.15–0.78)	10.1 (5.6–14.6)	10.0 (4.8–15.2)
	(51.9–138.9)	(66.2–138.1)	(87.5–158.1)			

### Torque de MVC de los flexores de la rodilla durante contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas

La Tabla 2 muestra el torque de la MVC durante las contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas, y el ángulo de torque máximo en las contracciones concéntricas y excéntricas. El torque máximo de la MVC en la contracción isométrica de la rodilla fue el más grande a  $30^\circ$  ( $75.5 \pm 14.5$  Nm), seguido de  $45^\circ$  ( $71.4 \pm 15.9$  Nm),  $60^\circ$  ( $68.1 \pm 16.2$  Nm) y  $90^\circ$

(55.5±14.1 Nm). El torque máximo de la MVC en la flexión excéntrica de la rodilla a 30°/seg (87.9±14.6 Nm) fue mayor ( $p < 0.05$ ) que el torque máximo de la MVC en contracciones isométricas en cuatro ángulos de la articulación de la rodilla. Este también fue el caso para el torque excéntrico máximo de MVC a 60°/seg (84.5±16.9 Nm) en comparación con los torques máximos de MVC en contracciones isométricas a 45°, 60° y 90° ( $p < 0.05$ ), pero no a 30° ( $p = 0.13$ ). El torque excéntrico máximo de MVC fue mayor ( $p = 0.04$ ) que el torque concéntrico máximo de MVC a 60°/seg (76.1±11.6 Nm) pero similar ( $p = 0.22$ ) al de MVC concéntrico máximo a 30°/seg (80.8±13.3 Nm). El ángulo en el momento de torque máximo en la flexión de rodilla concéntrica fue menor ( $p = 0.01$ ) que en la flexión de rodilla excéntrica a 60°/seg (21.5±4.0° vs 29.9±9.7°), pero no ( $p = 0.1$ ) a 30°/seg (19.5±2.7° vs 23.1±8.2°).

**Tabla 2.** Torque máximo de una contracción voluntaria de los flexores de la rodilla (media ±SD, rango de 16 participantes) durante la flexión de rodilla isométrica (30°, 45°, 60°, 90°), contracciones concéntrica y excéntrica (velocidad angular de 30°/seg, 60°/seg), y el ángulo en el torque máximo en las contracciones isocinéticas concéntricas y excéntricas.

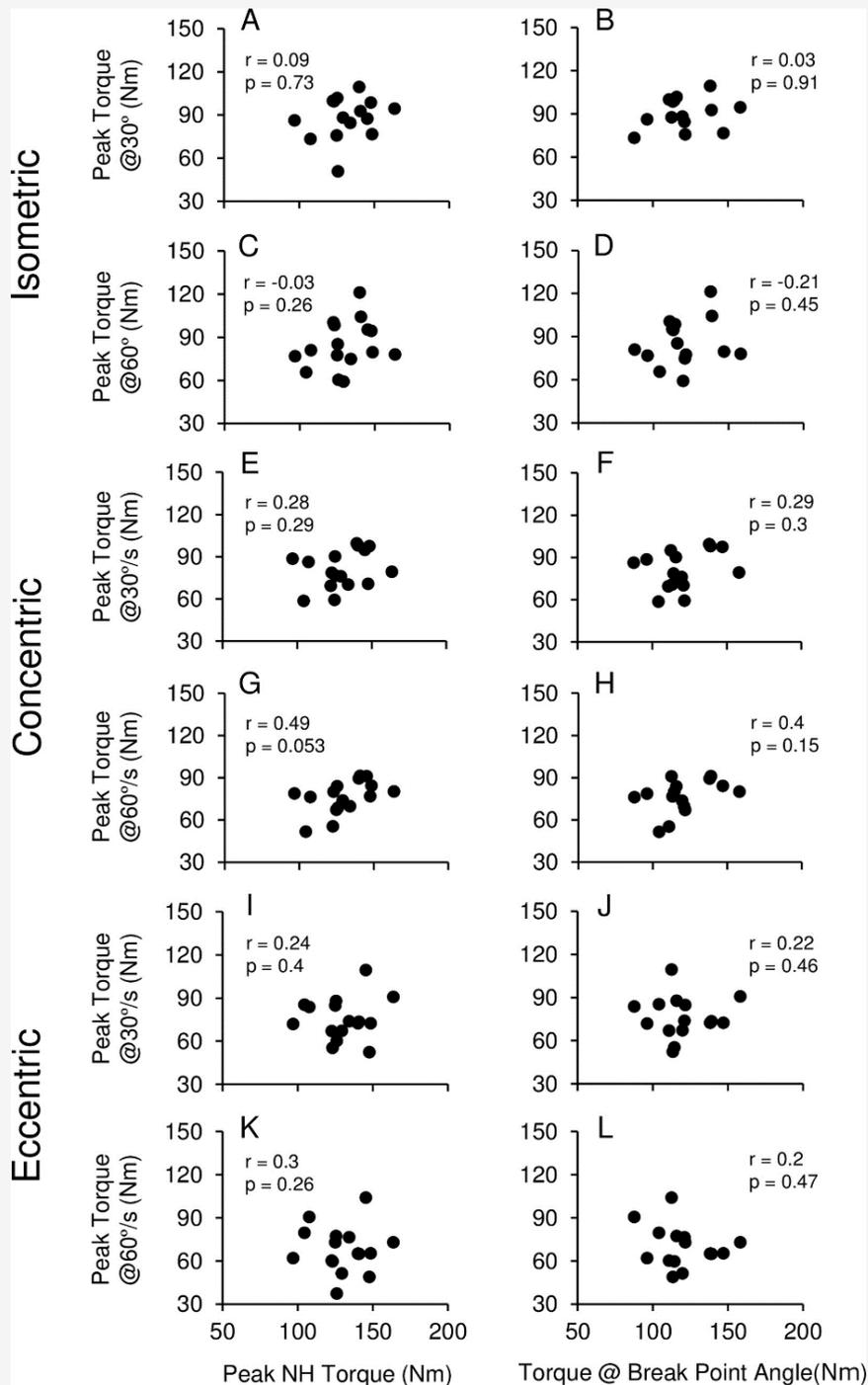
Peak Torque (Nm)		Mean ± SD			Range (Min – Max)		
Isometric	30°	75.5	±	14.5	52.4	–	109.4
	45°	71.4	±	15.9	51.2	–	101.9
	60°	68.1	±	16.2	48.9	–	104.2
	90°	55.5	±	14.1	39.3	–	85.4
Concentric	30°/s	80.8	±	13.3	58.7	–	99.4
	60°/s	76.1	±	11.6	51.7	–	91.2
Eccentric	30°/s	87.9	±	14.6	50.7	–	109.4
	60°/s	84.5	±	16.9	59.2	–	121.2
<b>Angle @ Peak Torque (°)</b>							
Concentric	30°/s	19.5	±	2.7	16.2	–	25.3
	60°/s	21.5	±	4.0	16.7	–	29.7
Eccentric	30°/s	23.1	±	8.2	13.1	–	40.3
	60°/s	29.9	±	9.7	18.5	–	45.4

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465.t002>

### Correlación entre las variables

Ninguna de las características físicas se correlacionó significativamente con la fuerza máxima de NH (altura:  $r = -0.27$ ,  $p = 0.3$ ; masa corporal:  $r = 0.16$ ,  $p = 0.6$ ) y el torque máximo de NH (altura:  $r = -0.18$ ,  $p = 0.95$ ); masa corporal:  $r = 0.31$ ,  $p = 0.25$ ). De manera similar, no fueron evidentes correlaciones significativas entre las características físicas y el torque pico de la MVC en la flexión isométrica de rodilla en cada ángulo y en la flexión concéntrica y excéntrica de rodilla en cada velocidad angular. Sin embargo, se encontró una correlación débil pero significativa entre el torque MVC concéntrico máximo a 60°/seg y la masa corporal ( $r = 0.52$ ,  $p = 0.04$ ). Dentro de los parámetros de NH, el torque máximo de NH tuvo una correlación significativa con la fuerza de NH en el ángulo del punto de quiebre ( $r = -0.8$ ,  $p < 0.01$ ), pero no con el ángulo en la fuerza máxima ( $r = -0.36$ ,  $p = 0.18$ ).

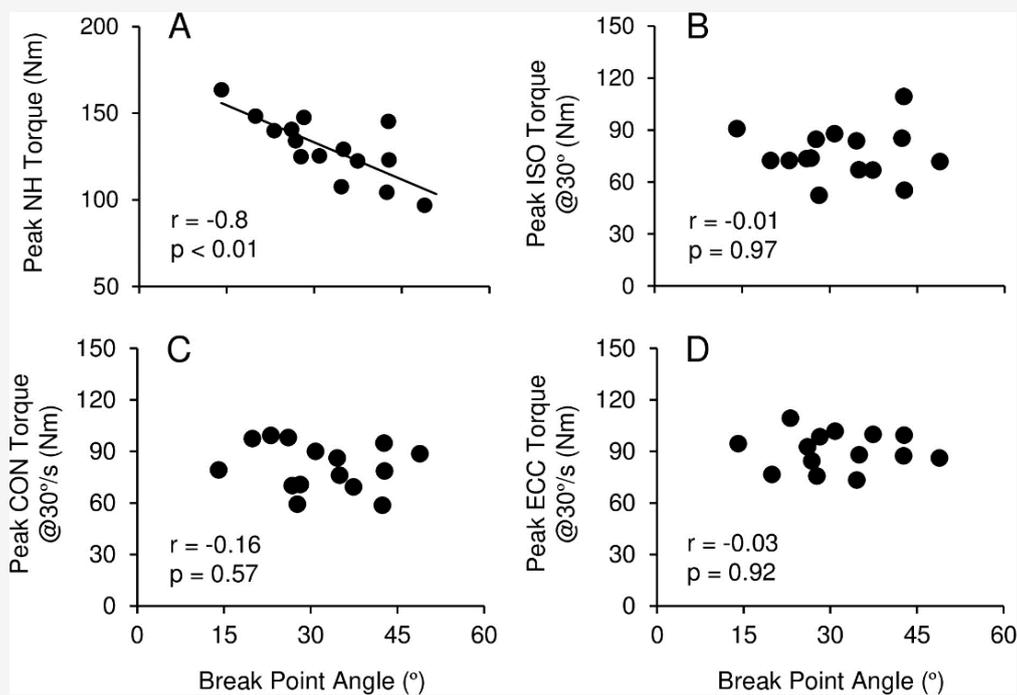
La Figura 2 muestra las correlaciones entre los parámetros de torque de NH y algunas de las medidas de torque de MVC. No se observaron correlaciones significativas entre el torque máximo de NH y el torque máximo de MVC de flexión de rodilla en contracciones isométricas a 30° y 60° (Fig. 2A y 2C) y otros ángulos (45°:  $r = 0.08$ ,  $p = 0.78$ ; 90°:  $r = 0.12$ ,  $p = 0.67$ ), concéntrica (Fig. 2E y 2G) y excéntrica (Fig. 2I y 2K) a 30°/seg y 60°/seg. No se observaron relaciones significativas entre el torque de NH en el ángulo del punto de quiebre y el torque máximo de MVC en cada modo de contracción (Fig. 2B, 2D, 2F, 2H, 2J y 2L).



**Figura 2.** Correlaciones entre el torque máximo de los isquiotibiales nórdicos (A, C, E, G, I, K) o el torque de los isquiotibiales nórdicos en el ángulo del punto de quiebre (B, D, F, H, J, L) y el torque máximo de los flexores de rodilla en contracciones máximas voluntarias isométricas (30°, 60°), concéntricas y excéntricas (30°/seg, 60°/seg) entre los 16 participantes del estudio. Los valores  $r$  y  $p$  del coeficiente de correlación de Pearson se muestran en cada figura.

Como se muestra en la Fig. 3A, el ángulo del punto de quiebre en NH y el torque máximo de NH se correlacionaron significativamente ( $r = -0.8$ ,  $p < 0.01$ ). Sin embargo, el ángulo del punto de quiebre en el ejercicio de NH no se correlacionó con el torque máximo de MVC en la flexión isométrica de rodilla a 30° (Fig. 3B) y a otros ángulos (90°:  $r = -0.03$ ,  $p = 0.91$ ; 60°:  $r = 0.14$ ,  $p = 0.63$ ; 45°:  $r = -0.06$ ,  $p = 0.84$ ). Tampoco se observaron correlaciones significativas entre el ángulo del punto de quiebre en NH y el torque concéntrico de MVC a 30°/seg (Fig. 3C) y 60°/seg ( $r = -0.28$ ,  $p = 0.31$ ), así como el torque excéntrico de MVC a 30°/seg (Fig. 3D) y 60°/seg ( $r = -0.13$ ,  $p = 0.64$ ). Sin embargo, el ángulo del punto de quiebre en NH se correlacionó significativamente con el ángulo en el momento de torque máximo en flexión excéntrica de rodilla a 30°/seg ( $r = 0.65$ ,  $p < 0.01$ ) y 60°/seg ( $r = 0.51$ ,  $p = 0.045$ ), pero no con el ángulo en el torque

máximo en flexión de rodilla concéntrica a 30°/seg ( $r = 0.2$ ,  $p = 0.45$ ) y 60°/seg ( $r = 0.29$ ,  $p = 0.25$ ).



**Figura 3.** Correlaciones entre el ángulo del punto de quiebre en los isquiotibiales nórdicos y el torque máximo de los isquiotibiales nórdicos (A), el torque máximo en la contracción isométrica voluntaria máxima a 30° de flexión de rodilla (B), y la contracción concéntrica (C) y excéntrica a 30°/seg (D) entre 16 participantes del estudio. Los valores  $r$  y  $p$  del coeficiente de correlación de Pearson se muestran en cada figura.

## Discusión

El presente estudio encontró una fiabilidad relativa moderada de la fuerza máxima de NH, el torque máximo de NH y el ángulo en las medidas de fuerza máxima; sin embargo, el ángulo del punto de quiebre, la fuerza y el torque en el punto de quiebre y en el ejercicio de NH mostraron grandes variaciones entre los intentos. El hallazgo más importante fue que no se evidenciaron correlaciones significativas entre el torque de NH máximo y el torque MVC máximo en las medidas de flexión isométrica, concéntrica y excéntrica de rodilla por el dinamómetro isocinético, pero se observó una correlación significativa ( $r = -0.8$ ) entre el torque máximo de NH y el ángulo del punto de quiebre durante el ejercicio de NH. Estos resultados no respaldaron la hipótesis de que el torque de flexión isométrica y excéntrica de rodilla estaría significativamente correlacionado con la fuerza de NH.

Como se muestra en la Tabla 1, en el presente estudio se observó una confiabilidad relativa moderada de las medidas máximas de fuerza y del torque de NH en las que la velocidad del movimiento de NH fue de aproximadamente 30°/seg (ICC = 0.82-0.83, CV = 2.7%). Esto fue similar al estudio anterior en el que se examinó la confiabilidad test-retest de la medida del torque de NH a 30°/seg usando 25 estudiantes atletas masculinos sanos (ICC = 0.85, CV = 7.4%) [16]. Wiesinger y cols. [16] afirmaron que la confiabilidad test-retest de las medidas de torque de NH fue mayor (ICC = 0.94, CV = 5.4%) a la velocidad más lenta, cercana a 15°/seg. En el presente estudio, el ángulo en la fuerza máxima fue moderadamente confiable (ICC = 0.86, CV = 8.3%), pero la confiabilidad del ángulo del punto de quiebre (ICC = 0.54, CV = 8.4%) no fue necesariamente alta. Esto estaba en línea con el estudio de Wiesinger y cols. [16] informaron que el ICC fue de 0.54 a 0.58 para la confiabilidad del ángulo en el torque máximo. El presente estudio utilizó la prueba de fuerza de NH más alta para los análisis posteriores, según los estudios previos [15,16].

Al comparar con estudios previos en los que se midió la fuerza de NH (361.2 N) [10] y el torque de NH (143 Nm) [16] a 30°/seg para atletas masculinos de sub-élite, la fuerza de NH en el presente estudio (fuerza de NH: 325.6 N, torque de NH: 130 Nm) pareció ser más pequeña, pero más grande que la de otros estudios (promedio: 298.6-301 N) en los que se evaluaron jugadores profesionales de fútbol masculino o jugadores de rugby profesionales y de sub-élite [11,15]. Cabe señalar que el dispositivo para medir la fuerza de NH en el presente estudio no fue el mismo que el utilizado en los estudios anteriores. El ángulo en la fuerza máxima en el presente estudio (promedio: 32.5°) fue más pequeño que el del

estudio anterior en el que se evaluó a los estudiantes atletas masculinos (promedio: 39.8°) [16]. Puede ser que las diferencias se deban a lo diferente en los participantes y al dispositivo utilizado para las medidas de fuerza de NH. Sin embargo, parece probable que el sistema de medición de la fuerza de NH utilizado en el presente estudio funcionó de manera similar al utilizado en los estudios anteriores.

El hallazgo más importante del presente estudio fue que el torque de NH no se correlacionó con el torque MVC de flexión de rodilla en la contracción isométrica ( $r = -0.03-0.1$ ), concéntrica ( $r = 0.28-0.49$ ) y excéntrica ( $r = 0.24-0.3$ ) medido por el dinamómetro isocinético (Fig. 2). van Dyk y cols. [15] también informaron una mala correlación ( $r = 0.35$ ) entre la fuerza de NH y el torque de flexión excéntrica de la rodilla a 60°/seg en una posición sentada. Por el contrario, Wiesinger y cols. [16] mostraron una correlación significativa ( $r = 0.51-0.58$ ,  $p < 0.01$ ) entre el torque de NH y el torque MVC de flexión excéntrica de rodilla isocinético (30°/seg). El presente estudio mostró que la velocidad angular promedio de inclinación hacia adelante durante el ejercicio de NH ( $28.8 \pm 6.4^\circ/\text{seg}$ ) fue cercana a 30°/seg; sin embargo, no fue posible mantener una velocidad angular constante de la articulación de la rodilla durante el NH (Fig. 1C). Se observó que la velocidad angular era baja durante el NH, lo que pareció indicar que los extensores de la rodilla estaban realizando una contracción isométrica en lugar de excéntrica. Por lo tanto, es posible que la fuerza de NH no sea necesariamente un representante de la fuerza excéntrica de los flexores de la rodilla. Es importante señalar que el ejercicio de NH se realizó sin asegurar la articulación de la cadera y el tronco, pero estas articulaciones se aseguraron durante las medidas de torque de la MVC en el dinamómetro isocinético. Por lo tanto, es probable que los músculos de extensión de la cadera y del tronco estén involucrados durante el ejercicio de NH.

De hecho, Sarabon y cols. [23] informaron que la mitad del torque de la articulación de la rodilla fue ejercido por la articulación de la cadera durante el NH. Bourne y cols. [24] demostraron que un entrenamiento de ejercicios de extensión de cadera, en el que la articulación de la cadera se extendía mientras la articulación de la rodilla estaba en extensión, aumentaba la fuerza de NH. Timmins y cols. [25] demostraron que una intervención de ejercicio de *flywheel* de cadera dominante aumentó la fuerza de NH de manera similar a la intervención del ejercicio de NH. Esto sugiere que la fuerza de extensión de la cadera (extensión de tronco) también afecta la fuerza de NH, pero esto debería confirmarse en estudios futuros.

Hasta donde sabemos, este fue el primer estudio en examinar la relación entre la fuerza de NH y el ángulo del punto de quiebre. El presente estudio mostró que el ángulo del punto de quiebre se correlacionó significativamente con el torque de NH, de modo que cuanto menor sea el ángulo (cuanto mayor sea la extensión de la articulación de la rodilla), mayor será el torque (Fig. 3A). Se considera que el ángulo del punto de quiebre representa la capacidad de controlar el movimiento de caída hacia adelante durante el ejercicio de NH. Por lo tanto, los individuos que podían inclinarse más hacia adelante en el NH (cuanto menor era el ángulo del punto de quiebre) podían ejercer una mayor fuerza en el NH. En estudios futuros, se debe investigar la relación entre las características biomecánicas del ejercicio de NH y la fuerza de NH. Cabe señalar que el ángulo del punto de quiebre se correlacionó significativamente con el ángulo en el pico de torque en la flexión excéntrica de la rodilla. Esto indica que ejercer un torque máximo de flexión excéntrica de la rodilla en longitudes musculares más largas hace posible inclinarse más hacia adelante durante el NH.

Ejercer un mayor torque excéntrico de la flexión de la rodilla en longitudes musculares más largas se ha considerado un factor para disminuir el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales [26,27]. Por lo tanto, puede ser posible predecir el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales por el ángulo del punto de quiebre durante el NH. Sin embargo, el torque máximo de la MVC en la contracción isométrica, concéntrica y excéntrica no se correlacionó con el ángulo del punto de quiebre (Fig. 3B-3D). Esto sugiere que no sólo la fuerza de los flexores de la rodilla, sino también otros factores juegan un papel en la inclinación hacia adelante durante la ejecución del NH. Estudios previos informaron sobre la actividad de músculos grandes del oblicuo interno y externo [28] o del erector de la columna [23,28] durante el NH. Es probable que estos músculos del tronco mantengan recta la parte superior del cuerpo durante el NH para estabilizar la inclinación y la espalda de la zona de la pelvis. Estudios recientes sugirieron que la función de los músculos del tronco podría estar relacionada con una incidencia de la lesión por distensión de los isquiotibiales [29,30]. Por ejemplo, Schuermans y cols. [29] investigaron la asociación entre la cinemática de las extremidades inferiores y del tronco en carreras de velocidad y las lesiones en los isquiotibiales en jugadores de fútbol masculinos, y encontraron que los jugadores que tenían una lesión por distensión en los isquiotibiales mostraban niveles más altos de inclinación pélvica anterior y flexión del lado torácico que sostiene la pierna de apoyo durante la fase de swing frontal del sprint en comparación con jugadores no lesionados. También informaron que los jugadores lesionados ejercieron actividad de los músculos del tronco inferior durante la fase de swing hacia atrás del sprint y de la actividad inferior de los músculos de los glúteos durante la fase de swing frontal del sprint que los jugadores no lesionados [30]. En consecuencia, la actividad de los músculos lumbopélvicos durante el ejercicio de NH parece ser un factor importante que afecta la fuerza de NH.

Convencionalmente, se ha utilizado un dinamómetro isocinético para predecir el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales a partir de la fuerza de los flexores de la rodilla. Por el contrario, Green y cols. [8] demostraron que el torque de flexión de la rodilla medido por un dinamómetro isocinético no podía predecir suficientemente bien las lesiones por

distensión de los isquiotibiales. El presente estudio tampoco mostró correlación entre el torque isocinético de flexión de rodilla y la fuerza de NH (Fig. 2). Durante la fase final de swing del sprint, que se considera una fase de riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales, dichos músculos realizan una contracción concéntrica para extender una articulación de la cadera y una contracción excéntrica para absorber la fuerza en el movimiento de extensión de la rodilla para desacelerar el impulso [6,7]. Teniendo en cuenta estos movimientos articulares en el sprint, se cree que la fuerza de NH es una medida más útil para predecir el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales que las medidas del torque de flexión de la rodilla. van den Tillaar y cols. [31] mostraron que los ángulos de las articulaciones de la rodilla y de la cadera en la EMG pico de los isquiotibiales durante el NH eran similares a los ángulos de las articulaciones respectivas durante una carrera de velocidad. Esto apoya la importancia de la fuerza de NH como predictor de lesión por distensión de los isquiotibiales. Bautista y cols. [13] en su reciente artículo de revisión documentaron que el entrenamiento de NH fue efectivo para aumentar la fuerza de NH y prevenir lesiones por distensión de los isquiotibiales. Es interesante investigar la relación entre los cambios en la fuerza de NH y los cambios en el torque de flexión de la rodilla evaluados por un dinamómetro isocinético. Cabe señalar que el entrenamiento físico de NH no es necesariamente altamente efectivo para prevenir las lesiones por distensión de los isquiotibiales [12]. Una de las razones es que las lesiones por distensión de los isquiotibiales son multifactoriales [2]. Dado que la capacidad de controlar la estabilidad del 'core' también está involucrada en el ejercicio de NH [23,28], la estabilidad del *core* puede afectar la capacidad de entrenamiento del ejercicio de NH. También es importante tener en cuenta que los movimientos de las articulaciones de la cadera y la rodilla del ejercicio de NH son mucho más lentos que los de las carreras de velocidad y otros movimientos que inducen lesiones por distensión de los isquiotibiales [32]. Por lo tanto, el entrenamiento con ejercicios de NH puede no ser muy específico para los movimientos en los deportes, lo que puede ser una razón por la cual las lesiones por distensión de los isquiotibiales no pueden prevenirse mediante el entrenamiento con ejercicios de NH.

Las medidas de fuerza de los flexores de la rodilla por el dinamómetro isocinético en el presente estudio (Tabla 2) fueron comparables a las reportadas en los estudios previos en los que hombres jóvenes fueron evaluados en una posición prona [33,34]. Cabe señalar que muchos de los estudios previos [9,15,35] midieron el torque de flexión de la rodilla mediante un dinamómetro isocinético en una posición sentada. Findley y cols. [34] informaron que el torque de flexión concéntrica isocinética de la rodilla medido en una posición sentada (99.2 Nm) fue significativamente mayor que en una posición prona (87.1 Nm). Ayala y cols. [33] afirmaron que medir el torque de flexión de la rodilla en una posición prona era funcionalmente más relevante para predecir el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales, porque la posición prona simula el ángulo de la articulación de la cadera, y las relaciones de longitud-tensión de los músculos flexores y extensores de la rodilla en la última fase del swing y la fase de contacto temprano de la carrera de velocidad cuando la mayoría de los atletas desarrollan lesiones musculoesqueléticas en las extremidades inferiores. Por lo tanto, el presente estudio utilizó la posición en prono para medir la fuerza flexora de la rodilla.

Se ha informado que el torque de la MVC de los flexores de la rodilla es mayor en la contracción excéntrica que en la isométrica (18%) y en la concéntrica (25%), y en la contracción isométrica que en la concéntrica (5%) [35]. En el presente estudio, el torque de MVC de la flexión de rodilla excéntrica fue 11-16% mayor que el torque de MVC de la flexión isométrica y concéntrica de rodilla, pero el torque de MVC de flexión isométrica de rodilla fue 7% menor en promedio que el torque de MVC de flexión concéntrica de rodilla (Tabla 2). El ángulo en el torque pico en la flexión concéntrica de la rodilla fue de 19.5 a 21.5° a una velocidad angular de 30°/seg y 60°/seg (Tabla 2). Un estudio anterior informó que el ángulo en el momento de torque máximo durante la flexión concéntrica de la rodilla en posición prona a una velocidad angular de 60°/seg fue de 11.4 a 16.0° [33]. Estos sugieren que el ángulo óptimo del torque de flexión de la rodilla en la posición prona es de alrededor de 10° a 20°. Cabe señalar que los ángulos de evaluación de la medida isométrica del torque de flexión de rodilla en el presente estudio fueron 30°, 45°, 60° y 90° de flexión de rodilla. Por lo tanto, el menor torque de flexión isométrico que el concéntrico de la rodilla en el presente estudio puede deberse a la elección del ángulo de la articulación de la rodilla.

Deben abordarse las limitaciones de este estudio. Reclutamos a estudiantes universitarios con entrenamiento de fuerza habitual sin lesiones previas por distensión de los isquiotibiales en el presente estudio; por lo tanto, es posible que los hallazgos de este estudio no se apliquen a los atletas. Es interesante comparar la relación entre la fuerza de NH y la fuerza de los flexores de la rodilla evaluada por un dinamómetro isocinético para las piernas previamente lesionadas y no lesionadas. En el ejercicio de NH, su éxito o fracaso debe juzgarse estableciendo el criterio de fracaso. Un estudio anterior utilizó el ángulo de la articulación de la cadera como criterio de fracaso, de modo que se descartaron las pruebas de NH en las que la flexión de la cadera excedía los 20° en cualquier momento [16]. Sin embargo, el presente estudio definió la capacidad de controlar la caída hacia adelante durante el ejercicio de NH en función de la velocidad angular de la articulación de la rodilla. Sin embargo, la capacidad de estabilizar la articulación de la cadera (tronco) en una posición extendida durante todo el movimiento debe estar relacionada con la acción de NH [23]. Además, no evaluamos la electromiografía de los músculos que se contraen durante la ejecución de NH. Por lo tanto, no se puede negar que las diferencias individuales en la actividad de los músculos de la cadera y del tronco durante el NH afectaron la fuerza de NH. Los estudios futuros deberían discutir la relación entre la actividad de los músculos de la cadera y el tronco y la fuerza de NH.

## Conclusión

El presente estudio reveló que el torque máximo de NH no se asoció con el torque máximo de MVC en la flexión isométrica, concéntrica y excéntrica de rodilla. Sin embargo, se encontró una correlación significativa entre el torque de NH y el ángulo del punto de quiebre durante el NH, pero el ángulo del punto de quiebre no se correlacionó con el torque máximo de flexión de rodilla de MVC en contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas. Se concluyó que la fuerza de NH no se relacionó con el torque de flexión de la rodilla en posición prona, sino con la capacidad de controlar la caída hacia adelante durante el ejercicio de NH.

## Perspectivas

La fuerza de NH no está correlacionada con el torque de flexión de la rodilla MVC en contracciones concéntricas y excéntricas isométricas e isocinéticas, lo que sugiere que las medidas de fuerza de NH y la fuerza de los flexores de la rodilla son diferentes. Se ha documentado que la prueba de torque de flexión de la rodilla puede no ser la más adecuada para predecir una futura lesión por distensión de los isquiotibiales [8]. Por el contrario, se ha demostrado que la medición de la fuerza de NH predice futuros riesgos de lesiones por distensión de los isquiotibiales, porque los movimientos de las articulaciones de las extremidades inferiores y la actividad de los músculos isquiotibiales en el ejercicio de NH se asemejan a los de las carreras de velocidad en las que normalmente se inducen lesiones por distensión de los isquiotibiales [23,31]. Por lo tanto, los entrenadores, preparadores físicos de atletismo y médicos deberían considerar el uso de la fuerza de NH como una medida predictiva de los riesgos de lesión por distensión de los isquiotibiales y como criterio de regreso al juego. El presente estudio mostró que los individuos que podían inclinarse más hacia adelante en el ejercicio de NH podían ejercer una mayor fuerza en el NH. Por lo tanto, el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales se puede estimar en el campo evaluando el ángulo del punto de quiebre durante el ejercicio de NH. El ángulo del punto de quiebre se puede evaluar de manera confiable mediante una aplicación basada en un teléfono inteligente [36]. También puede ser importante considerar diferentes velocidades de movimiento en el entrenamiento de ejercicios de NH, incluidos movimientos de mayor velocidad que se asemejan a los movimientos en los deportes.

## Agradecimientos

Nos gustaría agradecer a los estudiantes de la Universidad de Salud y Bienestar de Niigata que cooperaron con nuestros sujetos de investigación.

## REFERENCIAS

---

2. Para ver las referencias bibliográficas remitirse al artículo original (Relationship between Nordic hamstring strength and maximal voluntary eccentric, concentric and isometric knee flexion torque. PLoS ONE 17(2): e0264465. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465>). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465>.

## Cita Original

Nishida S, Nakamura M, Kiyono R, Sato S, Yasaka K, Yoshida R, et al. (2022) Relationship between Nordic hamstring strength and maximal voluntary eccentric, concentric and isometric knee flexion torque. PLoS ONE 17(2): e0264465. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0264465>