

Monograph

Déficit en la Sensibilidad a la Posición Articular Específica de la Posición en Tobillos con Inestabilidad Funcional Crónica

Shigeki Yokoyama¹, Nobuo Matsusaka², Kazuyoshi Gamada³, Makoto Ozaki¹ y Hiroyuki Shindo¹

¹Department of Orthopaedic Surgery, Graduate School of Medicine, Nagasaki University, Nagasaki, Japan.

²Department of Health Sciences, Graduate School of Biomedical Sciences, Nagasaki University, Nagasaki, Japan.

³Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima international University, Hiroshima, Japan.

RESUMEN

El presente estudio tuvo como objetivo analizar la hipótesis de que los individuos con inestabilidad funcional del tobillo (FAI) subestiman la apreciación del ángulo articular a una mayor flexión e inversión plantar. Diecisiete hombres con FAI unilateral y 17 sujetos de control (sin FAI) dieron su consentimiento para participar en este estudio, aprobado por el IRB. Mediante la utilización de un test reproducción pasivo se evaluó la sensibilidad relacionada con la posición de la articulación del tobillo (JPS) a fin de analizar las posiciones flexión plantar de entre 30 y -10 grados con un incremento de 10 grados, y con o sin inversión de 20° en cada ángulo de flexión plantar. Se definió como error constante (CE) al valor obtenido de la resta entre el ángulo verdadero de una posición de prueba y el correspondiente ángulo percibido. En las posiciones de flexión e inversión plantar evaluadas, los valores del CE reportados por el grupo FAI fueron menores y negativos en comparación con los reportados por el grupo control. Es decir, el grupo con FAI subestimó el verdadero ángulo de flexión plantar con la articulación del tobillo en posición de flexión plantar a 30° e inversión a 20°. Se concluyó que los individuos con FAI en la articulación del tobillo subestiman el grado de flexión plantar, lo que incrementa la posibilidad de alcanzar una mayor flexión e inversión plantar que la intencionada, y por lo tanto estos pacientes presentan un alto riesgo de sufrir un esguince similar al observado durante la toma de contacto con el suelo.

Palabras Clave: inestabilidad funcional del tobillo, esguince lateral de tobillo, propiocepción, sensibilidad a la posición de la articulación, error constante

INTRODUCCION

El esguince lateral de tobillo (LAS) se encuentra entre las lesiones más comunes en los deportes (Jackson et al., 1974; Han y Muwanga, 1990; Wilkerson, 1992), representando entre el 15-30% de las lesiones de todos los deportes (Garrick y Requa, 1988; Adamson y Cymet, 1997). Se ha estimado que en los Estados Unidos ocurren a diario más de 23.000 LAS, lo cual equivale a un esguince cada 10.000 personas (Kannus y Renstrom, 1991; Soboroff et al., 1984), y se ha reportado que el costo del tratamiento de estas lesiones varía entre los u\$s 318 y \$914 por esguince, con un costo agregado anual en los Estados Unidos de u\$s 2 mil millones. Se ha informado que el índice de recurrencia del LAS entre los atletas es del 70-80%

(Smith y Reischl, 1986; Yeung et al., 1994). La inestabilidad funcional del tobillo (FAI) es, a menudo, una secuela asociada a los esguinces agudos de tobillo por inversión, y el primero en describirla fue Freeman (Freeman, 1965). La inestabilidad funcional del tobillo (FAI) se caracteriza por esguinces de tobillo recurrentes y la sensación de que se “desencaja” la articulación del tobillo durante la actividad física con o sin inestabilidad mecánica (Freeman, 1965; Goldie et al., 1994; Tropp et al., 1985). La FAI se vuelve evidente en el 10 a 60 % de los pacientes con lesiones agudas de tobillo (Itay et al., 1982; Peters et al., 1991).

Algunos estudios han propuesto como una posible causa de la FAI, la inestabilidad mecánica (Freeman, 1965, Lentell et al., 1995), la debilidad de los músculos peroneos (Tropp, 1986; Wilkerson et al., 1997) y el déficit propioceptivo (Boyle y Negus, 1998; Glencross y Thornton, 1981; Konradsen y Ravn, 1990; Tropp et al., 1984; Willems et al., 2002). El papel de la FAI en el déficit propioceptivo es controversial; algunos estudios han propuesto que la FAI afecta de manera negativa la sensibilidad a la posición articular (JPS) (Boyle y Negus, 1998; Glencross y Thornton, 1981, Jerosch y Bichof, 1996), mientras que otros afirman que esto no es así (Gross, 1987; Holme et al., 1999). Además, estudios previos mostraron resultados mixtos respecto de la dirección del error en la JPS: Willems et al. (2002) afirmaron que el error a menudo fue negativo y que todos los participantes (aquellos en estado saludable y aquellos con inestabilidad del tobillo) tendieron a subestimar la posición evaluada. En contraste, Feuerbach et al. (1994) hallaron que el error exacto no fue significativamente diferente de cero para los sujetos sin lesiones. Por lo tanto, hay un claro vacío de conocimiento en cuanto a si el esguince de tobillo recurrente en la FAI se asocia o no con la subestimación de la posición articular. Si los individuos con FAI subestiman la posición articular, pueden colocar la articulación del pie y el tobillo en posiciones de flexión e inversión plantar mayores a la percibida. Esta interpretación errónea puede colocar a la articulación del tobillo en una posición vulnerable que incrementa el riesgo de volver a sufrir una lesión durante la actividad.

La mayoría de los LAS ocurren durante la toma de contacto del pie con el suelo o durante la locomoción, y están asociados a una ubicación inesperada del pie sobre una superficie inclinada (por ejemplo, el pie de alguien) o bien a una posición inapropiada del pie en el espacio antes de que el mismo tome contacto con la superficie (Robbins y Waked, 1998). En ambos casos, los seres humanos perciben que la amplitud de la inversión es menor que la posición real (Bahr et al., 1994; Robbins et al., 1995). Además, la inversión y la flexión plantar excesivas en la toma de contacto con el suelo se consideran una causa importante del LAS (Tropp et al., 1985; Wright et al., 2000). Si los individuos con FAI tienden a subestimar la posición de la articulación, pueden ubicar el tobillo en una posición de alto riesgo o en una posición de mayor flexión e inversión plantar de lo que realmente se percibe.

El presente estudio ha tenido como objetivo analizar la hipótesis de que los individuos con inestabilidad funcional del tobillo (FAI) subestiman el ángulo de articulación en una mayor flexión plantar e inversión en comparación con individuos saludables. Los resultados de este estudio llevarán a comprender las carencias de la JPS en la FAI con más claridad, en lo que se refiere a la dirección del error de la posición de la articulación. Este estudio de control de casos analizará la hipótesis mediante la comparación de la dirección y la cantidad de errores en la JPS entre un grupo de sujetos con FAI y un grupo de sujetos sanos.

MÉTODOS

Participantes

El protocolo del estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Facultad de Ciencias Sociales de la Universidad de Nagasaki. A los participantes se los reclutó en clínicas locales y en el campus de la universidad. Todos los sujetos recibieron información sobre los procedimientos y firmaron un consentimiento de aprobación antes de la inscripción.

Los criterios de inclusión para el grupo con FAI fueron: (1) hombres entre 18 y 22 años, (2) al menos un episodio de un importante esguince por inversión (Grado II o más severo) del tobillo derecho, seguido de (a) dificultad consecuente para ponerse de pie sobre el pie derecho inmediatamente después de la lesión; y (b) esguinces recurrentes (más de 3 veces) del tobillo derecho y sensación continua de que se “desencaja” durante las actividades diarias o el ejercicio. Los criterios de exclusión para el grupo con FAI fueron: (1) cualquier dolor o rigidez en el tobillo derecho durante el período de tres meses anteriores a las evaluaciones, (2) resultado positivo en la prueba manual del cajón anterior o la prueba de tensión por inversión, (3) laxitud general de la articulación, (4) cualquier problema médico, (5) trastorno de comunicación o desorden mental. Diecisiete pacientes con FAI (19.6 ± 2.1 años, 1.73 ± 0.08 m, 66.4 ± 8.0 kg) dieron su consentimiento para participar en el presente estudio después de completar el cuestionario de diagnóstico. A fin de evaluar la laxitud generalizada de la articulación (GJL) se utilizaron los siguientes signos: dorsiflexión pasiva de la 5ª articulación metacarpofalángica a $\geq 90^\circ$, oponer el pulgar al aspecto volar del antebrazo ipsilateral, hiperextender el codo a $\geq 10^\circ$, hiperextender la rodilla a $\geq 10^\circ$ y colocar las manos planas sobre el suelo sin flexionar las rodillas. Se consideró que los

participantes tenían laxitud generalizada de la articulación (GJL) si tenían al menos cuatro de estos nueve signos de modo unilateral o bilateral (Beighton et al., 1973). El resultado de la GJL del grupo con FAI fue 4-8 puntos (media \pm DE; 5.1 ± 1.1).

Los criterios de selección para el grupo control fueron: (1) hombres con una ficha combinada por edad, altura y masa corporal, (2) problemas médicos actuales, (3) ningún episodio de esguince en el tobillo derecho, (4) no tener sensación de inestabilidad del tobillo derecho, (5) ausencia de dolor o rigidez en el tobillo derecho durante el período de tres meses anteriores a la prueba, (6) cualquier problema médico, (7) trastorno de comunicación o desorden mental. Diecisiete personas sanas (20.4 ± 2.3 años, 1.71 ± 0.08 m, 65.7 ± 9.7 kg) dieron su consentimiento para participar en el presente estudio.

Instrumentación

Los ángulos de la articulación del tobillo se midieron utilizando un dispositivo de medición personalizado denominado "sistema de análisis de posición del tobillo (3D-APAS) (Kang et al., 2003) (Figura 1)", que consta de dos cámaras digitales (Canon, PowerShot G5) y un sistema de medición de ángulos. La cámara digital puede adquirirse en el mercado y la frecuencia de muestreo fue de 25Hz. No se utilizó reducción ni emparejamiento de datos. El sistema de medición de ángulos se sujetó a la plataforma y proporcionó datos análogos sobre la orientación de la plataforma que se utilizó en las mediciones de validación y experimentales. Se codificó un programa de computación personalizado utilizando Microsoft Excel 2003, que reduce al mínimo los errores de medición y previene la distorsión de la imagen así como de la distancia y de la orientación de la cámara.



Figura 1. Sistema de análisis de posición del tobillo en 3D. El sistema de mediciones utiliza dos cámaras digitales y una plataforma que permite la dorsiflexión, la flexión plantar y la inversión del tobillo.

El 3D-APAS se ha diseñado de manera tal que los ejes del dispositivo de evaluación se ajustaran a la flexión/dorsiflexión plantar y para que el traslado de la pierna fuera mínimo durante el movimiento pasivo de la articulación del tobillo en la inversión/eversión de esta articulación. Las imágenes de la cámara permitieron observar cuánto se ha movido la parte inferior de la pierna durante la prueba y no se ha podido confirmar que hubiera traslados significativos de la tibia durante los experimentos. El dispositivo fue diseñado para estabilizar el pie con la posición anatómica del tobillo, que equivale a la posición del tobillo en posición de parado, y esta posición se utilizó como posición inicial de evaluación. Además, el 3D-APAS permitió trazar la plataforma en 10 posiciones objetivo que fueron utilizadas durante los experimentos.

Procedimientos de Evaluación

Los participantes se colocaron en posición de sentado sobre un banco con las rodillas flexionadas a 90° y la parte inferior de la pierna ubicada de manera vertical. Antes de la prueba, el eje largo de la parte inferior de la pierna se colocó de manera perpendicular al suelo. Durante la prueba, a los participantes se les cubrieron los ojos para descartar cualquier

influencia visual y sus pies permanecieron descalzos. Durante la prueba no se inmovilizó la parte inferior de la pierna para reducir al mínimo el estímulo cutáneo de la parte inferior de la pierna (Lentell et al., 1995; Lephart et al., 1998). Se ubicó el pie derecho y se lo acomodó sobre la plataforma del dispositivo de medición de la posición del tobillo en un ángulo de abducción de 15°, así el eje de rotación para la inversión/eversión de la articulación subtalar se alineó con el eje de rotación longitudinal de la plataforma y la excursión de la parte inferior de la pierna durante el movimiento pasivo del tobillo fue mínima.

Una vez que se ubicaron el pie y el tobillo y se estabilizó la plataforma, se colocaron dos indicadores (a) y (b) del lado lateral de la parte inferior de la pierna de los participantes y tres indicadores (c), (d) y (e) sobre la plataforma (Figura 2). El ángulo de flexión plantar se definió como el ángulo entre una línea que conecta los indicadores (a) y (b) y un plano definido por los indicadores (c), (d) y (e). Se colocaron las dos cámaras tan lejos como fue posible a fin de reducir al mínimo la distorsión de la cámara y capturar todos los indicadores dentro de los 2/3 centrales de las imágenes.



Figura 2. Posiciones de los indicadores del pie derecho y la plataforma. a) cabeza del peroné, (b) maléolo lateral, (c) línea media de la plataforma anterior a los dedos de los pies, (d) sobre el borde medio de la plataforma anterior a los dedos de los pies, (e) sobre el borde medio de la plataforma medial a la 1ª articulación MP.

Protocolo Experimental

Se realizaron mediciones de la JPS en dorsiflexión y flexión plantar con o sin inversión de 20°. Para descartar los efectos de aprendizaje, el orden de las posiciones del tobillo se seleccionó aleatoriamente entre 10 posiciones articulares; cinco ángulos de flexión plantar entre 30° y -10° con intervalos de 10° y dos ángulos de inversión de 0° y 20°. Primero, el tobillo del participante se mantuvo en una de las 10 posiciones de prueba durante 15 segundos. Luego, se realizó una dorsiflexión pasiva de la articulación del tobillo hasta alcanzar los 10° de dorsiflexión, y posteriormente se realizó una pausa de 10 segundos. Después de esto, el examinador maniobró la plataforma para regresarla a la posición de prueba original a una velocidad angular de 2-3° por segundo. Esta velocidad angular se determinó en base a la literatura (Gross, 1987; Willems et al., 2002) y el examinador practicó para mantener constante la velocidad angular designada. Se instruyó a los participantes para que dijeran “alto” cuando el tobillo alcanzara la posición que creyeran que era la posición de prueba original. Aquí la posición del pie se fotografió utilizando las dos cámaras digitales del sistema de análisis de posición del

tobillo. Cada participante realizó una medición para cada posición de prueba. Además, no se les permitió a los participantes que practicaran ninguna posición de prueba antes de la evaluación.

Análisis

Se llevaron a cabo análisis computados en tres dimensiones para determinar las posiciones del tobillo de los participantes utilizando las imágenes obtenidas con las dos cámaras digitales. Se obtuvieron 3 coordenadas tridimensionales de cinco indicadores (a) hasta (e) para cada posición de prueba. Luego, se computó la posición del tobillo mediante líneas que conectaban los indicadores (a) y (b) y el plano definido por los indicadores (c), (d) y (e). El autor definió el ángulo entre el eje longitudinal de la parte inferior de la pierna y la plataforma en el plano sagital como el ángulo de flexión plantar del tobillo. De aquí en adelante, para cada posición de prueba, al ángulo calculado desde la imagen digital se lo llamará "ángulo estimado" (es decir, el ángulo percibido por el participante). Al valor obtenido de la sustracción del ángulo correcto que proporcionó la posición estipulada por el equipo del ángulo estimado correspondiente se lo definió como error constante (CE). Cuando el ángulo estimado se encontraba en flexión plantar reducida en comparación con el ángulo correcto, el CE daba resultado negativo. Un examinador, quien desconocía la asignación de los individuos a los grupos y tests experimentales, realizó tres veces el análisis de los ángulos en las imágenes para cada condición. Luego, a partir de estas mediciones se calculó el promedio para cada condición.

Confiabilidad

Se llevó a cabo un estudio para evaluar la confiabilidad del método de medición. Tres examinadores midieron la posición de la articulación a los -10° , 0° , 10° , 20° y 30° de flexión plantar a los 0° y 20° de inversión del tobillo, respectivamente. La plataforma del dispositivo de prueba se reguló en ángulos de prueba mediante la instalación de un equipo, que proporcionó exactamente las mismas posiciones conocidas de la plataforma. Luego, cada medición se repitió tres veces para calcular la confiabilidad intra- e inter-evaluador. Los resultados mostraron que la confiabilidad inter-evaluador fue buena con un ICC (3,3) y un EEM que de 0.917 y 0.50° , respectivamente para la posición articular en inversión de 0° y 0.747 y 1.1° , respectivamente, para la posición en inversión de 20° . Similarmente se obtuvo un valor de ICC (1,3) de 0.825 y un valor de EEM de 1.05° para los ángulos articulares de flexión plantar en inversión de 0° , y se obtuvo un valor de ICC (1,3) de 0.624 y de EEM de 1.07° para los ángulos articulares de flexión plantar en inversión de 20° .

La exactitud y la precisión del sistema de medición utilizando el 3D-APAS se obtuvieron de los ángulos de la plataforma que utiliza la instalación del equipo designado para trabar el aparato en las 10 posiciones exactas de prueba. La exactitud y precisión del dispositivo de prueba fue dentro de los 2o y 3o, respectivamente.

Análisis Estadísticos

Todos los datos se analizaron utilizando el programa SPSS para Windows, versión 10.0J (SPSS Inc, Chicago, IL). Se llevó a cabo un análisis de varianza (ANOVA) de tres vías y un diseño split-plot con los grupos (FAI o sanos), las posiciones de inversión (0 y 20°), los ángulos de flexión plantar (-10 , 0 , 10 , 20 y 30°) como variables. Para evaluar la significación de los efectos principales, se utilizó el test post hoc de diferencia honesta significativa (HSD) de Tukey para realizar comparaciones apareadas. El nivel de significancia estadística se estableció en $p = 0.05$. A priori no se realizó un análisis de fortaleza estadística debido a la ausencia de supuestos razonables para errores constantes en las diferentes posiciones de la articulación.

RESULTADOS

El análisis de varianza ANOVA reveló que no hubo interacciones significativas de tres vías (Tabla 1). Si se observaron interacciones significativas de dos vías entre el grupo y el ángulo de flexión plantar (Tabla 1). La comparación de dos condiciones dentro del grupo FAI mediante el análisis post hoc HSD de Tukey reveló valores significativos del CE con la flexión plantar de 30° e inversiones de 0° y 20° ($p < 0.05$ y $p < 0.001$, respectivamente) (Tabla 2). No se hallaron diferencias significativas en ninguna otra comparación apareada ($p > 0.128$ y $p > 0.131$, respectivamente).

		Efecto Principal			Interacción de 2 vías			Interacción de 3 vías
		Grupo	PF	Inv.	Grupo-PF	Grupo-Inv.	Inv.-PF	Grupo-PF-Inv.
CE	F	5.05	38.56	4.19	5.84	6.05	7.62	0.80
	p	0.032	0.000	0.049	0.000	0.020	0.000	0.525
	ES	0.40	1.10	0.36	0.31	0.29	0.24	0.16

Tabla 1. Resumen de los resultados del análisis de varianza de 3 vías. PF= flexión plantar, Inv. = Inversión, F = valor F, p = probabilidad, ES = tamaño del efecto.

Se halló una interacción significativa de dos vías entre el grupo y la posición de inversión (Tabla 1). El análisis post hoc mostró que hubo una diferencia significativa en el CE entre las inversiones de tobillo de 0° y 20° para el grupo con FAI, mientras que no se observó ninguna diferencia significativa para el grupo control. Además, no se observaron diferencias significativas entre el grupo con FAI y el grupo control respecto de los valores del CE para las posiciones de inversión del tobillo de 0° y 20°, respectivamente, ($p > 0.220$).

Se observaron efectos significativos del grupo, la posición de inversión y el ángulo de flexión plantar, indicando que todos estos factores afectan el valor del CE (Tabla 1). Estos hallazgos indican que los participantes del grupo con FAI fueron más propensos a subestimar los ángulos de flexión plantar que los participantes del grupo control, al momento de invertir y colocar el tobillo en posición de flexión plantar.

Los 17 integrantes del grupo con FAI demostraron dificultad para pararse sobre un pie y haber experimentado esguinces de tobillo y desencajes recurrentes. El análisis de fortaleza estadística post hoc para el análisis de varianza ANOVA para medidas repetidas mostró que la misma excedió el valor de 0.8 para las comparaciones intra-, inter-grupos así como también para las interacciones combinadas.

DISCUSION

El objetivo de este estudio fue determinar si los pacientes con FAI subestiman la posición de la articulación al momento de colocar el tobillo en posición de flexión plantar e inversión. Los principales hallazgos del presente estudio fueron: que en la flexión plantar de 30°/inversión de 20°, el grupo con FAI subestimó el ángulo de flexión plantar por un margen mayor que el grupo control. Por lo tanto, la hipótesis de estudio está respaldada por los resultados del mismo. Este resultado positivo sugiere que la posición del tobillo puede estar en una posición de flexión plantar e inversión mayores a lo que los individuos perciben.

Los resultados del presente estudio en parte concuerdan con los resultados de estudios previos (Boyle y Negus, 1998; Feuerbach et al., 1994; Glencross y Thornton, 1981; Gross, 1987; Holme et al., 1999; Jerosch y Bichof, 1996). Glencross y Thornton (1981) reportaron errores en la JPS significativamente mayores así como una habilidad reducida para detectar el movimiento activo en el grupo con FAI en comparación con aquellos sujetos que no tenían el tobillo comprometido. Utilizando el test pasivo de reproducción de ángulos para la inversión de la articulación del tobillo, Jerosch y Bichof (1996) hallaron que los errores estimados de los individuos con FAI fueron significativamente mayores en comparación con los de control. Boyle y Negus (1998) evaluaron el error de la JPS durante la inversión de la articulación del tobillo y hallaron que, para todas las posiciones, el error de la JPS fue mayor en el grupo con FAI que en los controles sanos. Por otro lado, Gross (1987) no halló diferencias en los valores absolutos del error de la JPS durante la inversión de tobillo entre las articulaciones con y sin FAI. Holme et al. (1999) no observaron diferencias significativas entre los tobillos lesionados y no lesionados, tanto a la sensibilidad a la posición activa de la articulación como a la sensibilidad a la posición pasiva. Feuerbach et al. (1994) hallaron que el error exacto no fue significativamente diferente de cero para los sujetos sin lesiones. El resultado del presente estudio sugiere que la FAI afecta de manera negativa la propiocepción del tobillo sólo cuando la articulación se coloca en posición de flexión plantar de 30° combinada con una inversión de 20°.

Se ha reportado una subestimación de la posición de la articulación tanto para tobillos con FAI como para tobillos sanos. Robbins, et al. (1995) reportaron que los sujetos con tobillos sanos exhibieron una mayor subestimación de la posición de la articulación con mayores grados de flexión plantar. Del mismo modo, Willems et al. (2002) reportaron una subestimación para ambos grupos, FAI y control, cuando los sujetos colocaron el tobillo en posición de inversión. En contraste, el presente estudio ha demostrado una clara subestimación en el grupo con FAI sólo a mayores grados de flexión plantar e inversión. Las posibles causas de subestimación pueden incluir los trastornos de propiocepción (Boyle y Negus, 1998;

Glencross y Konradsen y Ravn, 1990; Tropp et al., 1984; Willems et al., 2002), tensión disminuida de los músculos peroneos (Tropp, 1986; Wilkerson et al., 1997) y cinemáticas anormales de la articulación talocrural y talocalcánea (Freeman, 1965; Lentell et al., 1995). En un esguince de tobillo se pueden dañar los mecanorreceptores de los ligamentos y la cápsula articular, en especial el ligamento talofibular (ATFL) (Freeman, 1965; Saunders, 1980; Renstrom y Konradsen, 1997). Se dice que los músculos peroneos sufren de disminución de propiocepción, debilidad y retraso en el tiempo de reacción (Konradsen y Ravn, 1990; Tropp, 1986; Willems et al., 2002; Wilkerson et al., 1997). Además, las cinemáticas anormales en la FAI pueden provocar una carencia de la entrada aferente de las articulaciones.

	Posición del tobillo	-10	0	10	20	30
FAI	Inversión 0°	0.9 (2.6) ***	-0.6 (2.6) ***	-1.6 (3.9) *	-0.8 (3.5) **	-5.0 (3.0)
	Inversión 20°	0.6 (3.2) ***	-0.1 (4.0) ***	-2.9 (2.8) ***	-2.8 (3.3) ***	-9.6 (3.3)
Control	Inversión 20°	-0.7 (2.9)	-0.2 (3.1)	-0.9 (2.6)	-1.2 (2.8)	-2.5 (2.6)
	Inversión 0°	0.0 (2.9) ***	0.5 (2.1)	0.2 (2.9) ***	-0.6 (3.1) ***	-4.7 (2.4)

Tabla 2. CE en relación con el ángulo de flexión plantar del tobillo. Los datos son medias (\pm DE). *, **, *** Indican $p < 0.05$, $p < 0.01$ y $p < 0.001$, respectivamente, en comparación con la flexión plantar de 30°.

Con respecto a la articulación de la rodilla, las rodillas con ACL afectado demostraron una mayor disminución en la JPS que las rodillas con ACL reconstruido, lo que sugiere que las cinemáticas anormales de la articulación tienen un impacto negativo sobre la JPS (Reider et al., 2003). Por lo tanto, es necesario que se realicen más estudios acerca de la cinemática apropiada a fin de revelar cuales son las cinemáticas anormales del tobillo asociadas con la FAI que puedan afectar la propiocepción.

El presente estudio se ha diseñado de manera cuidadosa para descartar potenciales sesgos. Primero, el dispositivo de evaluación, el "sistema de análisis de posición del tobillo 3D", se diseñó para que ni la tibia y ni la parte superior recibieran sensibilidad cutánea ni ninguna otra entrada mecánica directamente desde el dispositivo. El error de medición de este dispositivo fue menor a 3°. Esto pudo haber contribuido a observar un CE menor a 3° en los sujetos sanos durante la inversión de 0°, en comparación con el CE de 9-10° reportado por Robbins et al. (1995). Segundo, se utilizaron estrictos criterios de selección para descartar potenciales factores de confusión, incluyendo la edad, las hormonas, la laxitud articular general y la inestabilidad mecánica del tobillo. Esto debería haber permitido la evaluación del papel de la FAI en la propiocepción. Los análisis post hoc de la fortaleza estadística para la comparación inter grupal (FAI vs Control) del valor de CE durante la flexión plantar de 30° e inversión de 20°, y para la comparación intra grupal durante la flexión plantar e inversión de 20°, mostró que la misma fue mayor a 0.80. El CE se ha utilizado como indicador de la propiocepción y se cree que el CE brinda información valiosa con respecto a la sobreestimación y subestimación de las posiciones articulares (Willems et al., 2002).

La generalización de este estudio no estaría limitada a la población de individuos jóvenes y saludables del presente estudio. La JPS se ve afectada de manera negativa pues el error en la JPS se incrementa en alrededor de 3° con el incremento de la edad (Robbins et al., 1995), además en el presente estudio se observó una subestimación mayor a los 9° para el grupo con FAI. Sin embargo, el presente estudio no estaría generalizado de manera concluyente a los individuos con laxitud articular general con una potencial inestabilidad mecánica de la articulación del tobillo, pues no se ha llegado a una conclusión con respecto a la posible asociación entre la inestabilidad mecánica y la inestabilidad funcional (Richie, 2001). Otro aspecto de la generalización limitada es la naturaleza estática del procedimiento de esta prueba. No obstante, el presente estudio respalda el concepto de que se produce una subestimación de la posición articular cuando esta se encuentra en flexión plantar de 30° e inversión de 20° y por lo tanto la articulación del tobillo puede encontrarse en una posición de mayor flexión plantar e inversión que la esperada durante la toma de contacto con el suelo. Teniendo en cuenta que la toma de contacto con el suelo con inversión de tobillo y flexión plantar es la principal causa de esguince de tobillo en los deportes (Tropp et al., 1985; Wright et al., 2000), la determinación del mecanismo involucrado en la subestimación del grado de flexión plantar e inversión sería el paso siguiente en este tema.

Las fortalezas de este estudio yacen en la alta precisión y reproducibilidad de los datos otorgados por el sistema de medición, la cuidadosa realización de los procedimientos de evaluación según los enfoques utilizados en estudios previos, y el bajo riesgo de sesgos en la medición y la selección. La fortaleza estadística de los resultados principales fue alta. A los participantes no se les permitió practicar antes de los tests, lo que podría haber incrementado la variabilidad de las mediciones. Sin embargo, la distribución aleatoria de los procedimientos de evaluación, la suficiente fortaleza estadística y la alta repetibilidad intra-muestra debió haber reducido al máximo la parcialidad de la clasificación. La debilidad de este

estudio tendría que ver con un poder estadístico insuficiente para detectar las diferencias entre las posiciones de flexión plantar de 30°/ inversión de 20° y flexión plantar de 30°/ inversión de 0°, que pueden resaltar el rol de la inversión en el déficit propioceptivo.

El presente estudio ha revelado que existe una subestimación de la posición de la articulación del tobillo en el grupo con FAI con mayores grados de flexión plantar/ inversión. El entrenamiento propioceptivo puede resultar útil para la prevención secundaria de pacientes con FAI luego de sufrir un esguince de tobillo (Handoll et al., 2001; Michell et al., 2006; Wester et al., 1996). Los autores sugieren que se realicen más estudios sobre la cinemática apropiada a fin de revelar el mecanismo de subestimación en la FAI (Reider et al., 2003).

CONCLUSION

En el presente estudio, el objetivo ha sido determinar los efectos de la FAI en tobillos con JPS. Se concluyó que los sujetos con FAI subestimaron el grado de flexión plantar. Los estudios futuros deberían incluir el análisis apropiado de la cinemática del tobillo para identificar las posibles causas de la subestimación.

Puntos Clave

- La sensación de la posición de la articulación (JPS) del tobillo con inestabilidad funcional se investigó utilizando un test pasivo de reproducción de ángulos articulares.
- El grupo con FAI exhibió un mayor error de posición de la articulación que el grupo control sólo cuando el tobillo estuvo ubicado en inversión combinada con flexión plantar.
- El grupo con FAI subestimó el ángulo de flexión plantar cuando el tobillo se ubicó en inversión combinada con flexión plantar.

REFERENCIAS

1. Adamson, C. and Cymet, T (1997). Ankle sprains: evaluation, treatment, rehabilitation. *Maryland Medical Journal* 46, 530-537
2. Bahr, R., Karlsen, R., Lian, O. and Ovrebo, R.V (1994). Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball. A retrospective cohort study. *The American Journal of Sports Medicine* 22, 595-600
3. Beighton E, P., Solomon, L. and Soskolne, C.L (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the Rheumatic Diseases* 32, 413-418
4. Boyle, J. and Negus, V (1998). Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *The Australian Journal of Physiotherapy* 44, 159-163
5. Feuerbach, J. W., Grabiner, M.D., Koh, T.J. and Weiker, G.G (1994). Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *The American Journal of Sports Medicine* 22, 223-229
6. Freeman, M.A (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery (British volume)* 47, 669-677
7. Garrick, J.G. and Requa, R.K (1988). The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in Sports Medicine* 7, 29-36
8. Glencross, D. and Thornton, E (1981). Position sense following joint injury. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 21, 23-27
9. Goldie, P.A., Evans, O.M. and Bach, T.M (1994). Postural control following inversion injuries of the ankle. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75, 969-975
10. Gross, M.T (1987). Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Physical Therapy* 67, 1505-1509
11. Han, K.H. and Muwanga, C.L (1990). The incidence of recurrent soft tissue ankle injuries. *The British Journal of Clinical Practice*, 44, 609-611
12. Handoll, H.H., Rowe, B.H., Quinn, K.M. and De Bir, R (2001). Interventions for preventing ankle ligament injuries. *Cochrane Database of Systematic Reviews* CD000018
13. Holme, E., Magnusson, S.P., Becher, K., Bieler, T., Aagaard, P. and Kjaer, M (1999). The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 9, 104-109
14. Itay, S., Ganel, A., Horoszoeski, H. and Farine, I (1982). Clinical and functional status following lateral ankle sprains. *Orthopaedic Review* 11, 73-76
15. Jackson, D.W., Ashley, R.L. and Powell, J.W (1974). Ankle sprains in young athletes. Relation of severity and disability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 201-215

16. Jerosch, J. and Bichof, M (1996). Proprioceptive capabilities of the ankle stable and unstable joints. *Sports Exercise and Injury* 2, 167-171
17. Kang, S.J., Yokoyama, S., Matsusaka, N., Hatano, N., Kobatyashi, T., Touma, R. and Ishimatsu, T (2003). 3-D Analysis of functional instabilities of the ankle using digital still cameras. In: *Proceedings of the Eighth International Symposium on Artificial Life and Robotics*. Eds: Sugishita, M. and Tanaka, H. Kang, S.J. 463-466
18. Kannus, P. and Renstrom, P (1991). Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. Operation, cast, or early controlled mobilization. *The Journal of Bone and Joint Surgery. (American volume)* 73, 305-312
19. Konradsen, L. and Ravn, J.B (1990). Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 61, 388-390
20. Lentell, G., Baas, B., Lopez, D., McGuire, L., Sarrels, M. and Snyder, P (1995). The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy* 21, 206-215
21. Lephart, S.M., Pincivero, D.M. and Rozzi, S.L (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine* 25, 149-155
22. Michell, T.B., Ross, S.E., Blackburn, J.T., Hirth, C.J. and Guskiewicz, K.M (2006). Functional balance training, with or without exercise sandals, for subjects with stable or unstable ankles. *Journal of Athletic Training* 41, 393-398
23. Peters, J.W., Trevino, S.G. and Renstrom, P.A (1991). Chronic lateral ankle instability. *Foot and Ankle* 12, 182-191
24. Reider, B., Arcand, M.A., Diehl, L.H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C.C., Palm, M., Gilbertson, J. and Staszak, P (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 19, 2-12
25. Renstrom, P. A. and Konradsen, L (1997). Ankle ligament injuries. *British Journal of Sports Medicine* 31, 11-20
26. Richie, D.H (2001). Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *The Journal of Foot and Ankle Surgeons* 40, 240-251
27. Robbins, S. and Waked, E (1998). Factors associated with ankle injuries. Preventive measures. *Sports Medicine* 25, 63-72
28. Robbins, S., Waked, E. and Rappel, R (1995). Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. *British Journal of Sports Medicine* 29, 242-247
29. Saunders, E.A (1980). Ligamentous injuries of the ankle. *American Family Physician* 22, 132-138
30. Smith, R. W. and Reischl, S.F (1986). Treatment of ankle sprains in young athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 14, 465-471
31. Soboroff, S.H., Pappius, E.M. and Komaroff, A.L (1984). Benefits, risks, and costs of alternative approaches to the evaluation and treatment of severe ankle sprain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 160-168
32. Tropp, H (1986). Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 291-4
33. Tropp, H., Askling, C. and Gillquist, J (1985). Prevention of ankle sprains. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, 13, 259-262
34. Tropp, H., Ekstrand, J. and Gillquist, J (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, 64-66
35. Wester, J.U., Jespersen, S.M., Nielsen, K.D. and Neumann, L (1996). Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy* 23, 332-336
36. Wilkerson, G.B., Pinerola, J.J. and Caturano, R. W (1997). Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy* 26, 78-86
37. Wilkerson, L.A (1992). Ankle injuries in athletes. *Primary Care* 19, 377-392
38. Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P. and De Clercq, D (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of Athletic Training* 37, 487-493
39. Wright, I.C., Neptune, R.R., Van Den Bogert, A.J. and Nigg, B.M (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics* 33, 513-519
40. Yeung, M.S., Chan, K.M., So, C.H. and Yuan, W.Y (1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine* 28, 112-116

Cita Original

Shigeki Yokoyama, Nobuo Matsusaka, Kazuyoshi Gamada, Makoto Ozaki and Hiroyuki Shindo. Position-Specific Deficit of Joint Position Sense in Ankles with Chronic Functional Instability. *Journal of Sports Science and Medicine* (2008) 7, 480 - 485.