

EL VENDAJE FUNCIONAL ELÁSTICO VS INELÁSTICO EN SALTOS Y AMORTIGUACIONES

ELASTIC VS INELASTIC TAPE IN JUMPS AND LANDINGS

Javier Abián¹

Luis M. Alegre¹

Jose Manuel Fernández²

Xavier Aguado¹

¹Facultad de Ciencias del Deporte de Toledo UCLM

²Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia de Toledo UCLM

RESUMEN

El propósito de este estudio ha sido analizar la influencia de dos vendajes funcionales preventivos de tobillo en diferentes tests de salto y amortiguación mediante el estudio de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Participaron 27 mujeres jóvenes, sanas y activas (edad=20.6±4.1 años). Se realizaron dos tipos de vendaje funcional preventivo de tobillo, uno con vendas inelásticas (VI) y otro con vendas elásticas (VE), que limitaban la supinación y la extensión. Se analizó su influencia en cuatro tests; (1) buscando la máxima amortiguación desde 0.75 m, (2) lo mismo desde 0.30 m, (3) buscando máxima altura de salto sin ayuda de brazos desde parado (CMJ) y (4) lo mismo con ayuda de brazos y 3 pasos de aproximación. Ambos vendajes restringieron, sin diferencias significativas entre ellos, la supinación (restricción respecto a la situación sin vendaje: VI=40.74% y VE=41.77%) y la extensión del tobillo (VI=14.54% y VE=11.15%). No se encontraron diferencias en las alturas de los saltos ni en las potencias mecánicas en la batida entre los vendajes. Tampoco se encontraron diferencias en el segundo pico de fuerza vertical durante la amortiguación de la caída. Sin embargo, con el vendaje inelástico, en los tests donde se buscaba máxima amortiguación, el segundo pico de fuerza sucedía antes que con el vendaje elástico o sin vendaje. Como conclusión del estudio se aconsejaría la utilización del vendaje elástico, siempre que la economía lo permitiera, debido a que no ha modificado ningún aspecto de la biomecánica del salto y la amortiguación, produciendo una limitación en la movilidad del tobillo similar al vendaje inelástico y creando una barrera de restricción progresiva, similar a la situación fisiológica de la articulación.

Palabras clave: Biomecánica. Cinética. Deporte. Tobillo. Prevención de lesiones. Fuerzas de reacción. Plataforma de fuerzas.

SUMMARY

This study aimed to analyze the influence of two types of prophylactic ankle taping on the vertical ground reaction forces during different jump and landing tests. Twenty seven active and healthy women volunteered for the study (age = 20.6 ± 4.1 years). Two types of prophylactic ankle taping, designed to limit supination and plantar flexion, were applied to the subjects. One of them was done with inelastic tape (VI) and the other with elastic tape (VE). The influence of these ankle tapings was analyzed in four tests; (1) Land from 0.75 m as soft as possible, (2) land from 0.30 as soft as possible, (3) jump as high as possible with hands on the hips (CMJ) and (4) jump as high as possible with a 3 m run-up and arm swing. Both types of ankle taping restricted, without significant differences between them, the supination (percentage of restriction compared to the tests without taping: VI = 40.74% and VE = 41.77%) and the plantar flexion (VI = 14.54% and VE = 11.15%). There were no differences between taping conditions in the jump heights or power outputs during the push off phase. There also were no differences in the second peak vertical force value during the landing phase of the jump. However, the peak vertical force value during the landing phase of the tests where a soft landing was required, appeared before with the inelastic taping than with the elastic tape or without taping. In conclusion, the results of the present study suggest the use of elastic taping if cost is not a limitation, because it did not modify any biomechanical parameter from the push off or landing phases of the jumps. Additional advantages were that the limitation in the ranges of movement was similar to the inelastic taping and that the restriction was more similar to that performed by the joint complex.

Key words: Biomechanics. Kinetics. Sport. Ankle. Injury prevention. Ground reaction forces. Force platform.

CORRESPONDENCIA:

Javier Abián Vicén

Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ciencias del Deporte, Campus Tecnológico de la Fábrica de Armas, Universidad de Castilla la Mancha. Avenida Carlos III S/N. 45071 Toledo

Aceptado: 19.07.2007 / Original n° 532

INTRODUCCIÓN

Se ha extendido en la alta competición de muchos deportes el uso de los vendajes funcionales preventivos de tobillo para controlar el riesgo de lesiones¹⁻⁴. Para su confección se usan diferentes tipos de vendas; elásticas, inelásticas y combinaciones de ambas. El uso de material elástico en vendajes preventivos es relativamente reciente⁵ y no está tan extendido como el uso de vendas inelásticas a pesar de que muchos fisioterapeutas creen en ciertos beneficios de las vendas elásticas y que éstas son usadas con éxito desde hace tiempo en vendajes terapéuticos. Solamente hemos encontrado un limitado trabajo que compara un vendaje fabricado íntegramente con vendas elásticas frente a otro fabricado íntegramente con inelásticas⁶. Este trabajo analizó la influencia de los dos vendajes en un test de equilibrio y encontraron que el inelástico influía de forma negativa mientras que el elástico no tenía influencia respecto a la situación sin vendaje.

Pensamos que las vendas elásticas podrían ser usadas para proteger la articulación en vendajes preventivos con igual o mayor eficacia que las inelásticas. Además aportarían una restricción progresiva hasta llegar a la barrera mecánica en la que bloquearían cualquier incremento en la movilidad articular de forma parecida al comportamiento de las estructuras biológicas del sujeto y por ello se podrían adaptar mejor a las situaciones deportivas sin perjudicar la eficacia de los movimientos.

Por otro lado no abundan los trabajos que estudien el efecto sobre el rendimiento en movimientos similares a los que se dan en situaciones deportivas de los vendajes funcionales preventivos de tobillo⁷. La mayoría se centran en medir la influencia sobre la altura del salto o el tiempo en realizar un circuito (Tabla 1). Además, muy pocos trabajos han estudiado lo que sucede durante la amortiguación de la caída de saltos¹⁴⁻¹⁶. Los vendajes funcionales preventivos de tobillo, que

Autor (año)	Prueba (variable)	% descenso rendimiento	SIG.
Burks, <i>et al.</i> ⁸	Salto vertical (altura)	4	*
	10 yardas carrera lanzada (tiempo)	1.6	*
	40 yardas sprint (tiempo)	3.5	*
	Salto horizontal (longitud)	-	ns
Paris ⁹	50 yardas (velocidad)	0.15	ns
	Nelson Test de equilibrio (tiempo)	3.13	ns
	Test de agilidad SEMO (tiempo)	1.57	ns
	Salto vertical (altura)	2.38	ns
Paris and Sullivan ¹⁰	Fuerza inversión (promedio)	6.94	ns
	Fuerza inversión (pico)	7.69	ns
	Fuerza eversión (promedio)	1.56	*
	Fuerza eversión (pico)	4	*
Bennell y Goldie ⁶	Equilibrio (fuerzas mediolaterales)	42.86	*
	Tocar el suelo (número de veces)	536.36	*
Mackean, <i>et al.</i> ¹¹	Salto vertical (altura)	1.59	*
	Lanzamiento en salto (distancia)	9.09	ns
	Recorrer distancias cortas (tiempo)	2.86	ns
Verbrugge ¹²	40 yardas sprint (tiempo)	0.2	ns
	Salto vertical (altura)	2.88	ns
	Carrera de agilidad (tiempo)	-	ns
Metcalf, <i>et al.</i> ¹³	Salto vertical (altura)	4.6	***
	Test de agilidad SEMO (tiempo)	2.74	***
Rieman, <i>et al.</i> ¹⁴	Amortiguación máxima (2º pico fuerza)	2.58	ns
	Amortiguación rígida (2º pico fuerza)	14.95	ns

(SIG. = Significación estadística; ns = no significativo; * = $p < 0.05$; *** = $p < 0.001$).

Tabla 1. Trabajos que exploran los posibles descensos del rendimiento con la utilización del vendaje funcional de tobillo

TABLA 2.
Variables
descriptivas de la
muestra estudiada
(FFM= masa libre de
grasa)

Edad	20.6±4.1 años
Masa	58.45±6.95 kg
Talla	164.3±6.2 cm
L pierna	84.1±4.0 cm
FFM	47.74±4.90 kg

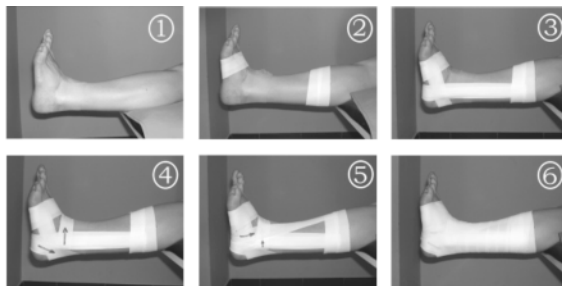


FIGURA 1.
Fabricación del
vendaje funcional
preventivo con
vendajes inelásticos (2
= anclajes; 3, 4 y 5
= tiras activas; 6 =
cierre)

son frecuentemente usados en deportes donde abundan los saltos podrían, aun cubriendo bien la función para la que fueron fabricados, promover la aparición de nuevas y diferentes lesiones en la caída del salto al interferir en la capacidad de amortiguación de las articulaciones del tobillo y pie¹⁷. En este sentido mediante el estudio de las fuerzas de reacción verticales del suelo (VGRF) se puede observar si las limitaciones en el rango de movimiento (ROM) de la flexo-extensión y la pronosupinación, que aportan los vendajes, pudieran tener efecto sobre el impacto recibido en las caídas de saltos que parten del suelo o desde superficies elevadas^{14,18}. Concretamente en el segundo pico de la gráfica fuerza-tiempo (F2), que es el valor más alto de las VGRF durante la amortiguación y diferentes autores lo han relacionado con el origen de algunas lesiones¹⁹⁻²¹.

El objetivo de este estudio ha sido analizar la influencia de dos vendajes funcionales preventivos de tobillo, uno realizado con vendas inelásticas y otro con elásticas, en las VGRF de la amortiguación de caídas (desde 0.30 y 0.75 m), las VGRF en los aterrizajes de saltos verticales, la altura de saltos verticales y en el pico de potencia durante la batida de saltos verticales.

METODOLOGÍA

Participaron voluntariamente en el estudio 27 mujeres jóvenes, estudiantes universitarias, físi-

camente activas con las características descriptivas que se muestran en la Tabla 2. Los sujetos fueron informados de los riesgos asociados con los protocolos del experimento y firmaron un consentimiento, aprobado por la universidad y que cumplía las recomendaciones internacionales sobre investigación clínica de la American Physiological Society. Todos los sujetos practicaban actividad física regularmente, al menos 2 días a la semana, pero sin competir a nivel profesional. Ninguno usaba prótesis ni ortesis y no habían tenido lesiones en el miembro inferior en los últimos 2 años. Se comprobó mediante exploración de un fisioterapeuta, que ninguno de los participantes tuviera distensión de ligamentos del tobillo que provocara bostezo articular. Todos los sujetos realizaron los tests con calzado polivalente para deportes de cancha de características similares entre sí.

Para su descripción los sujetos fueron tallados y pesados. Se calculó la masa libre de grasa, que se obtuvo restando a la masa total la masa de grasa. La masa de grasa se calculó a partir del porcentaje de grasa del sujeto, que se obtuvo sumando seis pliegues (subescapular, tríceps, suprailíaco, abdominal, anterior del muslo y pierna) y aplicando la ecuación para mujeres que propone Carter²². Se tomaron las longitudes de pierna de los sujetos con el fin de estandarizar las longitudes de las tiras en ambos vendajes y la tensión en el elástico.

Se realizaron dos tipos de vendaje funcional preventivo de tobillo (sobre ambos tobillos a la vez) con prevendaje a nivel maleolar exclusivamente (Cramer. BSN medical. Vibraye, France) que limitaban la supinación y la extensión: uno inelástico y otro elástico. Para el vendaje inelástico (Strappal®. BSN medical. Vibraye, France), variante del propuesto por Neiger²³ y por Perrin²⁴, se utilizaron 2 anclajes, colocados de forma estandarizada según las proporciones de cada sujeto: el anclaje inferior se colocó por encima de las cabezas de los metatarsos y el superior al 36% de la distancia desde el maleolo externo hasta la cabeza del peroné, tomando como punto de origen el maleolo externo. Se usaron 8 tiras activas y entre 13 y 17 tiras de cierre, dependiendo de las dimensiones de las extremidades del sujeto (Figura 1).

Para el vendaje elástico (Tensoplast® Sport. BSN Medical. Vibraye, France), realizado con las indicaciones que propone Neiger²³, también se utilizaron 2 anclajes, colocados de forma estandarizada según las proporciones de cada sujeto: el anclaje inferior se colocó por encima de la cabeza de los metatarsos y el superior al 82% de la distancia desde el maleolo externo a la cabeza del peroné, tomando como punto de origen el maleolo externo y se usaron 6 tiras activas (Figura 2).

Se midieron las restricciones del vendaje con un goniómetro manual (Alimed Inc, Dedham Mass) con sensibilidad de 2°. Se tomaron la flexión, extensión, supinación y pronación máximas pasivas del tobillo derecho con el sujeto colocado en decúbito prono sobre una camilla, siguiendo los protocolos propuestos por Root²⁵. Se realizaron estas mediciones en reposo y una vez colocados los vendajes.

Se midieron las VGRF de los tests mediante una plataforma Kistler 9281 CA (Kistler, Suiza), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

Se hizo una sesión de familiarización con las diferentes pruebas en un día diferente al de los tests. En todas las sesiones se realizó un calentamiento previo, estandarizado y supervisado de 8 minutos. Se realizaron los tests en tres situaciones: sin vendaje (N), con vendaje elástico (VE) y con vendaje inelástico (VI). Tanto los tests como las situaciones se establecieron de forma aleatoria en cada sujeto.

Los tests fueron: amortiguación de caída desde 0.75 m ($L_{0.75}$)²⁶, amortiguación de caída desde 0.30 m ($L_{0.30}$) (similar al anterior pero cayendo desde 0.30 m), salto con contramovimiento (CMJ) y salto con aproximación (SAL) (con 3 pasos de aproximación se realizaba un salto vertical con ayuda de brazos). Los 3 primeros se hicieron con las manos en la cintura. En los 2 primeros se le pedía al sujeto que amortiguara todo lo posible, mientras que en el CMJ y SAL se buscaba la mayor altura de salto realizando la batida y la amortiguación con los 2 pies a la vez. Se realizaron de cada test 3 ensayos metodoló-

gicamente correctos. Para el análisis se escogió en los tests de amortiguación los que menores VGRF presentaban y en los tests de salto los de mayor altura (respetando así el criterio del objetivo planteado en cada test).

Se analizó en los tests de salto: la altura a partir del tiempo de vuelo (h) y el pico de potencia durante la batida (PP). En la amortiguación de la caída de todos los tests se registraron: F2, el instante en el que sucedía (T2) y el tiempo desde el inicio de contacto con el suelo (considerado a partir de que el valor de las fuerzas de reacción verticales superaba los 3 N) hasta que se cruzaba por primera vez el valor del peso en la gráfica de fuerza-tiempo (TBW).

Se calculó el número mínimo de sujetos en 27 con una potencia de 0.8 y un nivel de significación α de 0.05, considerando la diferencia en T2 entre la situación sin vendaje y la situación con vendaje inelástico.

Para el análisis de los datos se usó el software estadístico Statistica for Windows 7.0 (Stasoft, Tulsa, OK, USA). Se hallaron medias, desviaciones típicas y correlaciones. En las variables de la amortiguación se usó una ANOVA para datos repetidos de dos factores 3×4 (situación \times test) y otra ANOVA para datos repetidos de dos factores 3×2 (situación \times test) para las variables de la batida. Se utilizó el test post-hoc de Scheffé, cuando apareció alguna diferencia significativa. Se usó el criterio estadístico de significación de $p < 0.05$.

RESULTADOS

En el rango de movimiento de tobillo aparecieron diferencias significativas ($p < 0.001$) tanto en la



FIGURA 2. Fabricación del vendaje funcional preventivo con vendas elásticas (2 = anclajes; 3, 4 y 5 = tiras activas; 6 = cierre)

extensión como en la supinación entre la situación N y VE y entre la situación N y VI. Por otro lado, no se encontraron diferencias significativas entre las dos situaciones de vendaje (VE y VI) (Tabla 3).

	V	VE	VI
Flexión (°)	17.9±7.4	16.4±7.2	19.5±5.9
Extensión (°)	64.6±7.4	58.1±7.4(***)	53.0±6.4(***)
Supinación (°)	36.0±4.6	21.0±5.1(***)	20.7±3.7(***)
Pronación (°)	13.9±2.3	13.5±1.8	13.2±1.8

TABLA 3. Rango de movimiento del tobillo sin vendaje (N) y una vez colocado el vendaje elástico (VE) e inelástico (VI)

(*** = diferencias de $p < 0.001$ comparando con la situación sin vendaje)

	N	VE	VI	N	VE	VI
h(m)	0.247 (0.044)	0.244 (0.043)	0.250 (0.045)	0.288 (0.046)	0.286 (0.050)	0.285 (0.050)
PP (W/kg)	37.15 (6.75)	37.77 (6.27)	38.93(*) (6.10)	46.13 (7.04)	45.85 (6.51)	45.08 (7.21)

TABLA 4. Altura del salto (h) y pico de potencia (PP) en las diferentes situaciones registradas en el salto con contramovimiento (CMJ) y en el salto con aproximación (SAL)

(N = sin vendaje; VE = vendaje elástico; VI = vendaje inelástico; * = diferencias de $p < 0.05$ comparando vendaje inelástico respecto a la situación sin vendaje)

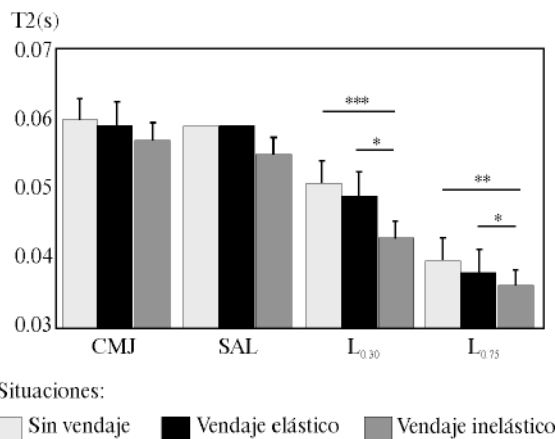


FIGURA 3. Medias (± error estándar) del instante en el que sucedía el segundo pico de fuerza (T2) en los tests donde el objetivo era buscar la máxima amortiguación. (L_{0.75} = amortiguación desde 0.75 m; SAL = salto con aproximación; CMJ = salto con contramovimiento; L_{0.30} = amortiguación desde 0.30 m).

No se encontraron diferencias en la altura del salto ni en el pico de potencia por la utilización de los vendajes en ninguno de los dos tests de salto estudiados, excepto en el pico de potencia, en el que VI presentaba valores superiores a N ($F_{2,52} = 3.50, p < 0.05$) (Tabla 4). Comparando ambos tests de salto, se registraron mayores alturas en el salto realizado con aproximación que en el CMJ ($F_{1,156} = 29.29, p < 0.001$) y mayores PP ($F_{1,156} = 54.631, p < 0.001$).

No se encontraron diferencias con la utilización de los vendajes en la amortiguación de las caídas, ni en F2, ni en TBW en ninguno de los tests (Figura 3). Se encontraron diferencias en T2, con menores valores en VI respecto a N y VE, en L_{0.75} ($F_{2,52} = 9.37, p < 0.001$) y L_{0.30} ($F_{2,52} = 6.83, p < 0.01$) (Tabla 5 y Figura 4). Sin embargo, no se encontraron diferencias entre N y VE.

Se encontraron correlaciones entre F2 y T2 ($p < 0.001$) en los test donde el objetivo era amortiguar todo lo posible; tanto en la situación sin vendaje (L_{0.75}: $r = -0.71$ y L_{0.30}: $r = -0.64$), como en VE (L_{0.75}: $r = -0.63$ y L_{0.30}: $r = -0.53$) y en VI (L_{0.75}: $r = -0.65$ y L_{0.30}: $r = -0.71$) (Figura 5). También correlacionó el PP y h ($p < 0.001$) en la situación sin vendaje (CMJ: $r = 0.66$ y SAL: $r = 0.75$), como en VE (CMJ: $r = 0.66$ y SAL: $r = 0.66$) y en VI (CMJ: $r = 0.72$ y SAL: $r = 0.77$).

Al comparar los test entre sí aparecieron diferencias en F2, T2 y TBW (F2: $F_{3,312} = 85.064, p < 0.001$; T2: $F_{3,312} = 29.44, p < 0.001$; TBW: $F_{3,312} = 41.31, p < 0.001$). En F2 se obtuvieron mayores valores en el test L_{0.75} seguidos del salto con

	ALT			BAJ			CMJ			SAL		
	N	VE	VI	N	VE	VI	N	VE	VI	N	VE	VI
F2 (BW)	7.60 (1.81)	7.74 (1.72)	7.73 (2.01)	3.94 (1.09)	3.96 (1.07)	4.10 (1.29)	4.79 (1.75)	4.80 (1.07)	4.69 (1.55)	5.01 (1.68)	5.37 (1.90)	4.95 (1.77)
T2 (s)	0.040 (***) (0.006)	0.038 (*) (0.006)	0.036 (0.006)	0.051 (**) (0.015)	0.049 (*) (0.014)	0.043 (0.011)	0.060 (0.023)	0.059 (0.016)	0.057 (0.018)	0.059 (0.023)	0.059 (0.019)	0.055 (0.020)
TBW (s)	0.594 (0.128)	0.556 (0.128)	0.593 (0.129)	0.564 (0.132)	0.592 (0.140)	0.598 (0.156)	0.392 (0.156)	0.390 (0.147)	0.402 (0.155)	0.412 (0.158)	0.397 (0.162)	0.42 (0.161)

F2 = segundo pico de fuerza; T2 = instante en el que sucedía el segundo pico de fuerza; *** = diferencias de $p < 0.001$; ** = diferencias de $p < 0.01$; * = diferencias de $p < 0.05$. las diferencias son respecto a la situación de vendaje inelástico.

TABLA 5. Variables de la amortiguación de la caída en los tests: amortiguación desde 0.75 m (L_{0.75}), amortiguación desde 0.30 m (L_{0.30}), salto con contramovimiento (CMJ) y salto con aproximación (SAL) en las situaciones: sin vendaje (N), con vendaje elástico (VE) y con vendaje inelástico (VI)

aproximación ($L_{0.75}$ vs SAL = $p < 0.001$), CMJ ($L_{0.75}$ vs CMJ = $p < 0.001$) y $L_{0.30}$ ($L_{0.75}$ vs $L_{0.30}$ = $p < 0.001$), que fue en el test que menores valores de F2 se obtuvieron ($L_{0.30}$ vs CMJ = $p < 0.05$; $L_{0.30}$ vs SAL = $p < 0.001$), sin embargo no se encontraron diferencias significativas entre el CMJ y el salto con aproximación ($p = 0.59$). Los menores valores en T2 se registraron en $L_{0.75}$ ($L_{0.75}$ vs $L_{0.30}$ = $p < 0.01$; $L_{0.75}$ vs CMJ = $p < 0.001$ y $L_{0.75}$ vs SAL = $p < 0.001$) y los mayores en el CMJ y el salto con aproximación, siendo que entre el CMJ y el salto con aproximación no se encontraron diferencias significativas ($p = 0.98$). En TBW los resultados obtenidos en los tests donde se buscaba la máxima amortiguación ($L_{0.75}$ y $L_{0.30}$) fueron similares pero superiores a los registrados en los tests donde el objetivo se centraba en realizar un salto máximo ($p < 0.001$).

DISCUSIÓN

Ambos vendajes cumplieron la función para la que habían sido confeccionados: restringir la supinación (restricción del rango de movimiento: VI = 40.74% y VE = 41.77%) y la extensión (restricción del rango de movimiento: VI = 14.54% y VE = 11.15%), dado que una combinación de ambos movimientos se asocia al mecanismo más habitual de esguince de tobillo²⁷⁻²⁹. Sin embargo no influyeron en la flexión, ni la pronación. Que el vendaje limite su efecto a los movimientos que se intenta restringir es importante para que minimice su posible interferencia en la eficacia deportiva. Otros autores que han medido la influencia en la restricción de los rangos de movimiento del tobillo con vendaje inelástico obtienen valores similares a los de nuestro estudio³⁰⁻³⁴.

No se encontraron diferencias con la utilización de los vendajes ni en la altura del salto, ni en el pico de potencia mecánica en la batida. Solamente el pico de potencia de la batida en el CMJ fue mayor con el vendaje inelástico que sin vendaje ($p < 0.05$). Posiblemente la utilización del vendaje inelástico provocó modificaciones en las relaciones de fuerza y velocidad durante la batida, quizás, aunque no fue medido, debido a las limitaciones en los rangos de movimiento

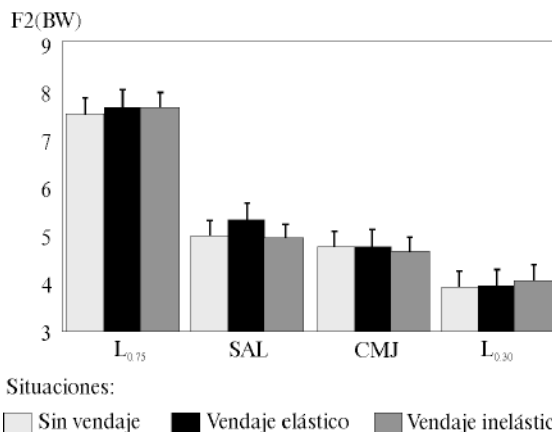


FIGURA 4. Medias (± error estándar) del segundo pico de fuerza en la amortiguación de las caídas (F2) en los cuatro tests estudiados (CMJ = salto con contramovimiento; SAL = salto con aproximación; $L_{0.30}$ = amortiguación desde 0.30 m; $L_{0.75}$ = amortiguación desde 0.75 m)

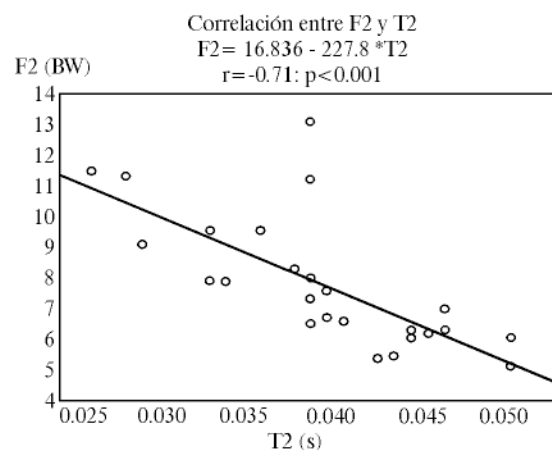


FIGURA 5. Correlación entre el segundo pico de fuerza (F2) y el instante en el que sucedía (T2) en el tests sin vendaje

dinámico que producía el vendaje durante el salto. No obstante este incremento en el pico de potencia no se vio reflejado en una modificación de la altura del salto por lo que el vendaje no condicionó un movimiento menos eficaz. Sacco, *et al.*¹⁶ no encontraron diferencias significativas en el pico de fuerza durante la batida por la utilización de un vendaje inelástico, aunque sí una tendencia a que los vendaje incrementaran este valor.

Existe discrepancia entre autores respecto a si el vendaje puede o no disminuir la capacidad de salto, aunque debemos destacar que todos los trabajos que hemos revisado^{8,9,11-13} han utilizado el test de saltar y tocar, una prueba menos reproducible que otros tests de salto y que presenta problemas metodológicos. Sólo hemos encontrado un trabajo¹⁸ que al igual que en este estudio encontró que los vendajes funcionales no

inflúan en la altura del salto. Tanto en este estudio como en el de Barceló¹⁸ es posible que tanto los protocolos de los tests, muy estandarizados, como la metodología de medición (plataforma de fuerzas) permitieran unas mediciones con menores variaciones debidas a aspectos externos.

La utilización de los vendajes no ha influido en F2 durante la amortiguación de las caídas, al igual que les sucedió a Riemann, *et al.*¹⁴, y a Sacco, *et al.*¹⁶, analizando amortiguaciones desde 0.6 m y previo salto. Sí se ha visto una disminución en el valor de T2 por la utilización del vendaje inelástico, tanto en las caídas desde 0.75 como desde 0.30, resultados similares a los encontrados por Riemann, *et al.*¹⁴ en amortiguaciones desde 0.60 m. Por otro lado, aunque sin significación estadística, en SAL y en el CMJ también se vio una tendencia a la disminución de T2 por la utilización del vendaje inelástico. La disminución de T2 se ha visto en diferentes estudios que correlacionaba con incrementos en los valores del segundo pico de fuerza en la amortiguación^{35,36}. De esta forma tener T2 menor suele implicar mayores valores en F2. Aunque en este estudio no hemos encontrado valores superiores de F2 por la utilización de los vendajes sí podrían verse incrementados estos valores en situaciones concretas al tener menor tiempo para realizar la amortiguación.

En la amortiguación del CMJ y del SAL, F2 fue mayor que en el test $L_{0,30}$ pese a que en estos dos saltos se caía desde alturas menores (hCMJ = 0.247 ± 0.044 m; hSAL = $0.286 \pm$

0.047 m). Creemos que puede ser debido a que en $L_{0,30}$ la atención se centraba en amortiguar todo lo posible mientras que en los tests de salto el objetivo consistía en alcanzar la máxima altura. Esto justificaría centrar la atención en la amortiguación de caídas de saltos en el marco escolar y deportivo de ocio, para reducir el riesgo de posibles lesiones. Sería especialmente importante realizarlo, con conceptos sencillos, desde la infancia, momento más sensible para el aprendizaje. En este sentido ha habido estudios como, por ejemplo, el de Prapavessis, *et al.*³⁸ que redujeron F2 en amortiguaciones desde 0.30 m después de 4 sesiones, en las que se explicaba a los alumnos donde debían centrar la atención durante las amortiguaciones.

Como conclusión de este trabajo se desprende que tanto el vendaje elástico como el inelástico no han afectado al rendimiento y sin embargo han limitado los últimos grados de movimiento del mecanismo más habitual de lesión del tobillo, por lo tanto estaría recomendada su utilización, como método preventivo en situaciones en las que el riesgo de lesión lo requiriera. Aconsejaríamos la utilización del vendaje elástico, debido a que no modifica ningún aspecto de la biomecánica del tobillo en los saltos y amortiguaciones, mientras que el inelástico ha cambiado la relación de fuerza-velocidad durante la batida del salto y ha adelantado la aparición del segundo pico de fuerza en la amortiguación, que podría implicar en ciertas caídas, aunque no han sido observadas en este estudio, amortiguaciones más duras.

B I B L I O G R A F Í A

1. **Brizuela G, Llana S, Ferrandis R.** Aspectos epidemiológicos del balonmano y su relación con el calzado. *Arch Med Dep* 1996;54:267-74.
2. **Grabbett TJ.** Incidence of injury in amateur rugby league sevens. *Brit J Sport Med* 2002;36:23-6.
3. **Osborne MD, Rizzo TD.** Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sports Med* 2003;33:1145-50.
4. **Junge A, Dvorak J.** Soccer Injuries. *Sports Med* 2004;34:929-38.
5. **Hume PA, Gerrard DF.** Effectiveness of external ankle support. *Sports med* 1998;25:285-312.
6. **Bennell KL, Goldie PA.** The differential effects of external ankle support on postural control. *J Orthop Sport Phys Ther* 1994;20:287-95.

7. **Meana M, López JL, Grande I, Aguado X.** Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo (II). *Arch Med Dep* 2005;106:101-9.
8. **Burks RT, Bean BG, Marcus R, Barker HB.** Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am J Sports Med* 1991;19:104-6
9. **Paris DL.** The effects of the Swede-o, new cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility and vertical jump. *J Athl Train* 1992;27:253-5.
10. **Paris DL, Sullivan SJ.** Isometric strength of rearfoot inversion and eversion in nonsupported, taped, and braced ankles assessed by a hand-held dynamometer. *J Orthop Sport Phys Ther* 1992;15:229-35.
11. **Mackean LC, Bell G, Burnham RS.** Prophylactic ankle bracing Vs Taping: effects on functional performance in female basketball players. *J Orthop Sport Phys Ther* 1995;22:77-81.
12. **Verbrugge JD.** The effects of semirigid air-stirrup bracing vs adhesive ankle taping on motor performance. *J Orthop Sport Phys Ther* 1996;23:320-5.
13. **Metcalfe RC, Schlabach GA, Looney MA, Renehan EJ.** A comparison of moleskin tape, linen tape, and lace-up brace on joint restriction and movement performance. *J Athl Train* 1997;32:136-40.
14. **Riemann BL, Schmitz RJ, Gale MG, McCaw ST.** Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *J Orthop Sport Phys Ther* 2002;32:628-35.
15. **McCaw ST, Cerullo JF.** Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:702-7.
16. **Sacco I, Yuji H, Agostini A, Yuri E, Almeida T, Sonsino C, Rizzo L, Kavamoto C, Fernandes JA, Peixoto JC.** Influence of ankle devices in the jump and landing biomechanical responses in basketball. *Revista Brasileira de Medicina del Deporte* 2004;10:453-8.
17. **Alt W, Lohrer H, Gollhofer A.** Functional properties of adhesive ankle taping: Neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* 1999;20:238-45.
18. **Barceló O.** Estudio biomecánico de la influencia del vendaje funcional del tobillo sobre el rango de movimiento articular y sobre el rendimiento deportivo, Tesis doctoral. Universidad politécnica de Madrid. Madrid, 2004.
19. **Mizrahi J, Susak Z.** Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Engineering in Medicine* 1982;11:141-7.
20. **Dufek JS, Bates BT.** Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med* 1991;12:326-37.
21. **McNair PJ, Marshall RN.** Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Arch phys med rehabil* 1994;75:584-9.
22. **Carter JE.** Anthropometric instruments and measurements used in the Montreal Olympic Games anthropological project. In: Physical Structure of Olympics Athletes. Part I: MOGAP. Carter J. E. L. *Med Sport*. 16: 150-155. Karger, Basel. 1982.
23. **Neiger H.** Los vendajes funcionales, aplicaciones en traumatología del deporte y en reeducación. Barcelona. Masson. 1990.
24. **Perrin DH.** Athletic taping and bracing. Champaign. Human Kinetics. 2005.
25. **Root ML.** Exploración biomecánica del pie. Madrid. Ortocon Editores. 1991
26. **Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Jiménez L, Aguado X.** Fuerzas de reacción del suelo en pies cavos y planos. *Arch Med Dep* 2005;108:285-92.
27. **Rodríguez C.** Patología del pie y del tobillo en el baloncesto. *Arch Med Dep* 1998;68:497-503.
28. **Manonelles P, Tárrega L.** Epidemiología de las lesiones en el baloncesto. *Arch Med Dep* 1998;68:479-83.
29. **Meana M, López JL, Grande I, Aguado X.** El esguince de tobillo en deportes de colaboración-oposición: mecanismos de lesión. *Arch Med Dep* 2000;75:59-66.
30. **Gehlsen GM, Pearson D, Bahamonde R.** Ankle joint strength, total work, and ROM: comparison between prophylactic devices. *J Athl Train* 1991;26:62-5.
31. **Gross MT, Lapp AK, Davis M.** Comparison of Swede-O-universal ankle support and aircast sport-stirrup orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J Orthop Sport Phys Ther* 1991;13:11-9.

32. **Wilkerson GB.** Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. *Am J Sports Med* 1991;19:588-95.
33. **Greene TA, Hillman SK.** Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. *Am J Sports Med* 1990;18:498-506.
34. **Meana M, López JL, Grande I, Aguado X.** Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo. *Arch Med Dep* 2005;100:99-108.
35. **Hewett TE, GD. Myer, KR. Ford RS. Heidt AJ. Colosimo SG. Mclean AJ, Van den Bogert MV. Paterno, Succop P.** Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *Am J Sports Med* 2005;33:492-501.
36. **Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Aguado X.** Diferencias de sexo durante la amortiguación de caídas en tests de salto. *Arch Med Dep* 2006;116:441-50.
37. **Abián J, Alegre LM, Lara AJ, Aguado X.** Diferencias de sexo durante la amortiguación de caídas en tests de salto. *Arch Med Dep* 2006;116:441-50.
38. **Prapavessis H, Mcnair PJ, Anderson K, Hohepa M.** Decreasing landing forces in children: the effect of instructions. *J Orthop Sport Phys Ther* 2003;33:204-7.