

AVANCES DEL VENDAJE FUNCIONAL DE TOBILLO EN EL DEPORTE

ADVANCES OF ANKLE TAPING IN SPORT

USOS DEL VENDAJE FUNCIONAL PREVENTIVO EN EL DEPORTE

Hoy en día es frecuente el uso en el deporte de los vendajes funcionales preventivos y terapéuticos. Los primeros se utilizan para proteger las estructuras músculo-tendinosas y cápsulo-ligamentosas de determinadas lesiones. Se practican dos tipos básicos: con vendas elásticas y con inelásticas. Los terapéuticos se utilizan para la recuperación después de una lesión¹⁻⁴. En este artículo se va a realizar una revisión de los estudios con vendajes preventivos de tobillo en el deporte y se van a formular unas hipótesis de futuros trabajos, en base a unos ensayos biomecánicos con plataforma de fuerzas y a lo que se ha encontrado en la bibliografía.

En los deportes colectivos, el uso de los vendajes es una práctica habitual y en ocasiones obligada³. En la élite deportiva, este hecho se ve reforzado por convenios que algunos clubes tienen con casas comerciales, para proteger las inversiones que han realizado, minimizando el riesgo de que un jugador quede lesionado a mitad de temporada⁵. Así, Camacho⁶ relata que en la NBA es algo muy frecuente. La utilización de vendajes por los grandes jugadores ha hecho que esta práctica se extienda hacia otros estratos del deporte y jugadores de menor nivel, que tratan de imitar a las grandes estrellas, popularizando el uso y, a veces, abuso de estos métodos preventivos.

En ocasiones, en vez de los vendajes funcionales preventivos, se usan otros métodos de sujeción, como son las ortesis. Éste es un método más sencillo y menos costoso tanto a nivel económico como de tiempo^{7,8}. Aún así, debemos tener en cuenta como ventajas de los vendajes funcionales, que son personalizados y que se crean para la ocasión y para una persona determinada, mientras que las ortesis son impersonales, no tienen en cuenta las características individuales de los sujetos y, en ocasiones, poseen elementos rígidos que impiden su utilización en competición.

En la bibliografía encontramos numerosos artículos en los que se estudian diferentes tipos de ortesis entre sí, o comparándolas con los vendajes (Tabla 1). Probablemente esta abundancia de bibliografía se vea incentivada por intereses económicos que tienen como objetivo demostrar las bondades de las ortesis.

La bibliografía científica sobre los vendajes funcionales preventivos es mucho menos extensa. Dentro de ella hemos encontrado 4 temas principales, en relación con la biomecánica, que a continuación se exponen:

- *El estudio del posible descenso del rendimiento*, como por ejemplo, en la capacidad de salto o en el tiempo en realizar un determinado circuito^{3,10,11,26,27,30,34-36,38,41,44,45} (Tabla 2). Los estudios del salto con vendaje se centran en medir si se modifica la altura que

Javier Abián¹

Luis M. Alegre¹

Jose M. Fernández Rodríguez²

Amador J. Lara¹

Marta Meana³

Xavier Aguado¹

¹Facultad de Ciencias del Deporte de Toledo UCLM

²Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia de Toledo UCLM

³Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte UCAM

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: 30-05-2005 / **Revisión** nº 189

Autor	Sujetos y sexo	Edad	nº Ortesis	Tipo de Ortesis	VFP
Alves <i>et al</i> ⁹	13M 14H	26.26±4.43	4	Stirrup, ALP, Swede-O, Kallassy	No
Bonnell y Goldie ¹⁰	24	24.8±4.4	2	Swede-O y OAPL	Sí
Burks <i>et al</i> ¹¹	30		2	Kallassy y Swede-O	Sí
Carroll <i>et al</i> ¹²	6M	25.4	1	Swede-O	No
Cordova <i>et al</i> ¹³	24H	23.3±3.4	2	Aircast sport-stirrup y Active Ankle	No
Cordova <i>et al</i> ¹⁴	8M 12H	23.6±1.7	2	Active Ankle training brace y McDavid 199	No
Gehlsen <i>et al</i> ¹⁵	10H	23.5±3.7	3	Stirrup, Active Ankle y Swede-O	Sí
Greene y Hillman ¹⁶	7M	18-21	1	ALP (Ankle ligament protector)	Sí
Greene y Roland ¹⁷	15M 15H	18-35	1	ALP	No
Greene y Wight ¹⁸	12H	18-22	3	Stirrup, ALP y Swede-O	No
Gross <i>et al</i> ¹⁹	9M 2H	18-22	1	Stirrup	Sí
Gross <i>et al</i> ²⁰	8M 8H	M=26.1±5.1 H=26±1.6	2	Stirrup y Swede	Sí
Gross <i>et al</i> ²¹	8M 8H	22.±7.2 27±2	1 1	ALP	Sí
Gross <i>et al</i> ²²	8M 8H	24.6±5.1 20.1±1.6	2	ALP y Stirrup	No
Gross <i>et al</i> ²³	9M 14H	18-36	2	ALP y Aircast sport-stirrup	No
Hals <i>et al</i> ²⁴	17M 8H	16.2±6	1	Aircast sport-stirrup	No
Hubbard y Kaminski ²⁵	8M 8H	21.6±1.7	2	Swede-O Ankle y Aircast Air-Stirrup	Sí
Kimura <i>et al</i> ²⁶	10M 8H	18-35	1	Stirrup	No
Lindley <i>et al</i> ²⁷	11H	21.1±1.7	3	Stirrup, ALP y Active Ankle Trainer	Sí
Locke <i>et al</i> ²⁸	18M 8H	15.83±1.01	1	Donjoy Rocketsoc	No
Lofvenberg y karrholm ²⁹	13	36	1	Ortesis creada por los investigadores:	No
Mackean <i>et al</i> ³⁰	11H	17-25	3	Aircast, Active ankle y Swede-O	Sí
Macpherson <i>et al</i> ³¹	25H	16±0.99	2	Stirrup y Rocketsoc	No
Martin y Harter ³²	5M 5H	23.4±2.5	2	Swede-O y Aircast	Sí
McCaw y Cerullo ³³	5M 9H	21±2	3	Swede-O, Aircast y Active Ankle	Sí
Metcalfe <i>et al</i> ³⁴	10M	26.5±3.69	1	Swede-O-Universal	Sí
Paris ³⁵	18H	17.6±1.7	2	Swede-O y New cross McDavid	Sí
Paris y Sullivan ³⁶	36H	22.3±2.33	3	Swede-O y New cross, Stirrup, subtalar stabilizer braze	Sí
Pienkowski <i>et al</i> ³⁷	12H	15-18	3	Stirrup, kallassy y Swede-O	No
Rieman <i>et al</i> ³⁸	5M 9H	17-26	1	Aircast	Sí
Shapiro <i>et al</i> ³⁹	5H	20-65	8	McDavid A-101, Stirrup, Gelcast, Super-8, Donjoy, FG-062, Eclipse Excel Ankle support stabilizer y High top Ankle Support	Sí
Sitler <i>et al</i> ⁴⁰	16H	19.14±1.34	1	SEirrup	No
Verbrugge ⁴¹	26H	18-28	1	Air-Stirrup Brace	Sí
Wiley y Nigg ⁴²	4M 8H	24.2±3.8	1	Maleoloc	No
Yaggie y Kinzey ⁴³	30	24.03±0.76	2	McDavie A101 y Perform 8 Steady Step lateral ankle stabilizer	No

TABLA 1.
Artículos revisados donde se estudian diferentes tipos de ortesis de tobillo (VFP = vendaje funcional preventivo de tobillo M = mujeres H = hombres)

Autor	Sujetos	Sexo	Edad	Pruebas	% Descenso rendimiento	Sig.
Bannell y Goldie ¹⁰	24		24.8±4.4	Equilibrio sobre una plataforma de fuerzas	Equilibrio:42.86 Tocar el suelo: 536.36	* *
Burks <i>et al</i> ¹¹	30			Salto vertical	4.00	*
				10 yardas carrera lanzada	1.60	*
				40 yardas sprint	3.50	*
				Salto horizontal	0.00	ns
Mackean <i>et al</i> ³⁰	11	H	17-25	Salto vertical	1.59	*
				Lanzamiento en salto	9.09	ns
				Correr tres distancias cortas a máxima velocidad	2.86	ns
Metcalf <i>et al</i> ³⁴	10	M	26.5±3.69	Salto vertical	4.60	***
				Test de agilidad SEMO	2.74	***
Paris ³⁵	18	H	17.6±1.7	Velocidad (50 yardas)	0.15	ns
				Nelson test de equilibrio	3.13	ns
				Test de agilidad SEMO	1.57	ns
				Salto vertical	2.38	ns
Paris y Sullivan ³⁶	36	H	22.3±2.33	Fuerza de inversión Promedio	6.94	ns
				Fuerza inversión pico	7.69	ns
				Fuerza eversión promedio	1.56	*
				Fuerza eversión pico	4.00	*
Rieman <i>et al</i> ³⁸	14	5M 9H	17-26	1º Pico (máx. amortiguación)	3.71	ns
				2º Pico (máx. amortiguación)	2.58	ns
				1º pico (rígida)	12.20	ns
				2º pico (rígida)	14.95	ns
Verbrugge ⁴¹	26	H	18-28	40 yardas sprint	0.20	ns
				Salto vertical	2.88	ns
				Carrera de agilidad	0.00	ns

TABLA 2.
Estudios sobre los posibles descensos del rendimiento con la utilización del vendaje funcional de tobillo
M= mujeres, H= hombres, SIG= significación estadística, ns= no significativa; *= $p<0.05$,***= $p<0.001$

alcanza el sujeto^{11,30,34,41,45}. La mayoría de estos estudios han descrito descenso de la misma^{11,30,41}. Es destacable que algunos autores que estudian ortesis no encuentren esta pérdida de altura en el salto^{24,28,42,43}.

- *La medición de la restricción de movimiento o ROM (range of movement = rango de movimiento)*. La movilidad de tobillo puede ser medida de forma estática o de forma dinámica dentro del movimiento seleccionado, obteniendo valores diferentes en ambas situaciones. Medir el ROM de forma estática es relativamente sencillo con un goniómetro. Sin embargo, hacerlo de forma dinámica durante la práctica deportiva es complejo, puede interferir en la propia práctica y son necesarios instrumentos más sofisticados, como es el caso de cámaras de alta velocidad o electrogoniómetros^{15,25,27,39,46-49}.

- *La fatiga del vendaje* o pérdida de las propiedades mecánicas a lo largo de la competición o entrenamiento es otro aspecto estudiado^{16,19-21,32,34,44,45,50}. Éste es uno de los ejes centrales de la tesis de Meana³. La mayoría de los autores coinciden en que el vendaje se fatiga como cualquier otro material y que con el tiempo pierde parte de las propiedades para las que ha sido confeccionado^{16,34,44}, por lo que sería conveniente cambiar o reforzar el vendaje cada cierto tiempo. En el mayor desgaste del vendaje preventivo influyen algunas características individuales como es el caso del tipo de pie o la altura. Los sujetos altos de pies cavos los desgastan en mayor medida que los bajos de pies planos³ por lo que deberían reconstruirlo con mayor frecuencia.
- Finalmente, hay un cierto número de *revisiones bibliográficas* y de *trabajos* en los que se

aportan hipótesis variadas^{5,51-57} que no obedecen a resultados de trabajos científicos sino a ideas que surgen de la práctica de profesionales. Así, por ejemplo, Hume y Gerrard⁵¹ nos dicen que el vendaje funcional preventivo nos da la posibilidad de reducir el riesgo de lesión pero que después de 20 minutos de ejercicio necesitaría ser reforzado para que no perdiera su eficacia.

En este artículo no vamos a analizar los trabajos que estudian si el vendaje cumple la función para la que había sido colocado, ni los que estudian la fatiga del vendaje, sino aquellos que abordan la posibilidad de disminución del rendimiento y aparición de nuevas lesiones.

POSIBLES DESVENTAJAS

Los beneficios de la correcta utilización de los vendajes están más que demostrados. Sin embargo cuando el uso no es el indicado, pueden darse una serie de "*efectos secundarios*" que vamos a describir en este apartado.

Neiger² dice que hay que desconfiar de la colocación sistemática y repetitiva de los vendajes, debido a la dependencia que pueden provocar en el sujeto y llevarle a que esté expuesto a una lesión en el momento en que no esté protegido. Por este motivo, hay diversos autores que sugieren que en la rehabilitación de lesiones sería adecuado combinar la utilización del vendaje con sesiones específicas de propiocepción, que ayuden al sujeto a conseguir un control activo articular y neuromuscular, para que el periodo de uso del vendaje sea limitado^{2,51,58}.

Después de la utilización del vendaje funcional preventivo la zona donde ha sido colocado podría quedar expuesta a un mayor riesgo de lesión. En los estudios en que se mide el ROM una vez retirado el vendaje, se encuentran valores superiores con respecto a cuando no se utiliza. Esto conlleva que las estructuras de esa zona se han "*acostumbrado*" a la ayuda del vendaje y una vez retirado les cuesta más volver a realizar su función². Algunos autores achacan

la mayor laxitud de la zona donde se encuentra el vendaje a un aumento de la temperatura y por lo tanto un aumento también en la extensibilidad de las estructuras que se encuentran bajo el vendaje⁴⁴. Estos autores registran incrementos en la temperatura de hasta 2.6 °C superiores en el grupo con vendaje funcional preventivo con respecto a un grupo control después de realizar ejercicios variados que incluían saltos.

Otro factor a tener en cuenta es la piel que se encuentra en contacto íntimo con el vendaje. En ella se pueden dar efectos como la hipersensibilidad (reacciones a determinados componentes del vendaje), las irritaciones mecánicas causadas por fuerzas de tracción altas y las irritaciones químicas, producidas por las sustancias que contiene la masa adhesiva⁴.

Cuando se realiza un vendaje, se deben considerar algunos factores que a veces no se tienen en cuenta, como son; la capa protectora de la piel (que se encuentra formada por ácidos grasos, escamas y pelos) y la actividad que se va a realizar. Jurgen y Asmussen⁴ dicen que el sudor puede influir de forma significativa sobre el efecto del vendaje y su utilidad. El vendaje puede levantarse y perder su eficacia, incluso limitar algún movimiento diferente al que se pretendía sobrecargando otras estructuras pudiendo provocar una lesión. El vendaje funcional preventivo, al limitar el ROM puede llevar a la necesidad de compensar con la utilización de otras estructuras que a largo plazo provoque dolor o actitudes viciosas.

FUERZAS DE REACCIÓN

En este apartado se va a discutir, mediante las modificaciones en las fuerzas de reacción del suelo que provocaría el vendaje, la posible disminución en la eficacia y riesgo de lesión. Se han analizado patrones de movimiento (marcha y carrera) y movimientos máximos (salto, amortiguación de caída y cambio de dirección). Para ello se han hecho unos estudios piloto en los que se ha aplicado un vendaje funcional

preventivo inelástico en el tobillo con prevendaje, que limitaba los movimientos de supinación y extensión. Estos estudios nos permiten postular una serie de hipótesis de futuras investigaciones y mostrar los gráficos de este apartado. Los ensayos mostrados en este apartado han sido realizados sobre una plataforma de fuerzas piezoeléctrica Kistler 9281 CA (Kistler, Suiza), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo.

Marcha

En las fuerzas de reacción verticales en la marcha, cabría esperar un incremento en los valores de los picos de fuerza, así como un descenso del valor del valle, debidos a un menor control propioceptivo de los músculos que atraviesan el tobillo vendado. En las fuerzas anteroposteriores se daría un incremento del pico de frenado, por el menor control de esa articulación y un descenso del pico de aceleración debido al menor rango de la extensión de tobillo en la impulsión. Los ensayos que hemos realizado para mostrar la figura se llevaron a cabo a una velocidad de 1.6 m/s y se normalizó el eje de abscisas en porcentajes respecto a la duración del apoyo (Figura 1). La frecuencia de muestreo fue de 500 Hz.

Las fuerzas de reacción en marcha han sido abundantemente estudiadas pero no se ha encontrado ningún estudio sobre sus modificaciones con vendaje funcional preventivo de tobillo.

Carrera

Igual que en la marcha, esperamos encontrar un incremento en los picos de fuerza verticales durante el apoyo, propiciados por un menor control de los músculos y menor propiocepción en esa zona. En las fuerzas anteroposteriores, al igual que en la marcha, se vería un incremento del pico de frenado y un descenso en el pico de aceleración, lo que podría causar un descenso de eficacia en el movimiento (Figura 2). Los ensayos para obtener la figura han sido realizados a una velocidad de 3 m/s y se ha normaliza-

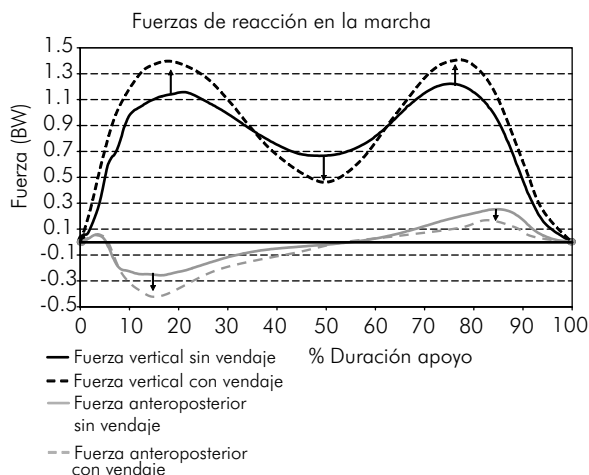


FIGURA 1. Hipótesis de las posibles variaciones en las fuerzas de reacción verticales (negro) y anteroposteriores (gris) en la marcha debidas al uso de un vendaje funcional preventivo de tobillo que limite la supinación y extensión. Ensayos realizados a una velocidad de 1.6 m/s. (BW = veces el peso corporal)

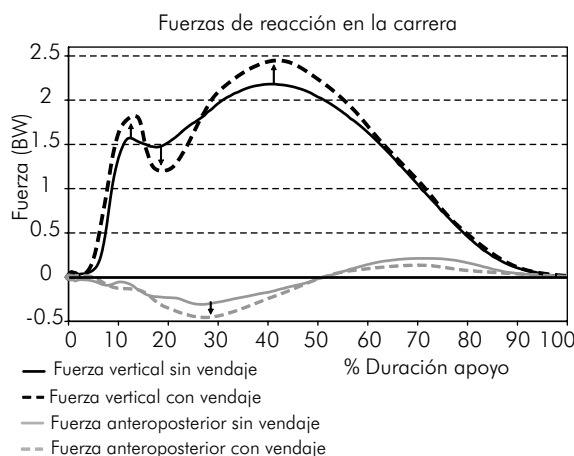


FIGURA 2. Hipótesis de las posibles variaciones en las fuerzas de reacción verticales (negro) y anteroposteriores (gris) en la carrera, debidas al uso de un vendaje funcional preventivo de tobillo que limite la supinación y extensión. Ensayos realizados a una velocidad de 3 m/s. (BW = veces el peso corporal)

do el eje de abscisas en porcentajes respecto a la duración del apoyo. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 500 Hz.

Al igual que sucede en la marcha, las fuerzas de reacción en carrera han sido abundantemente estudiadas pero no se ha encontrado ningún estudio sobre las modificaciones que provocaría en ellas el vendaje funcional preventivo de tobillo. El valor del pico de frenado de las fuerzas de reacción verticales ha sido frecuentemente vinculado al riesgo de lesiones de fatiga en deportes de resistencia. En este sentido el vendaje podría incrementar ese riesgo.

FIGURA 3. Hipótesis de las posibles variaciones en las fuerzas de reacción verticales (negro) en un salto con contramovimiento debidas al uso de un vendaje funcional preventivo de tobillo que limite la supinación y extensión. (BW = veces el peso corporal)

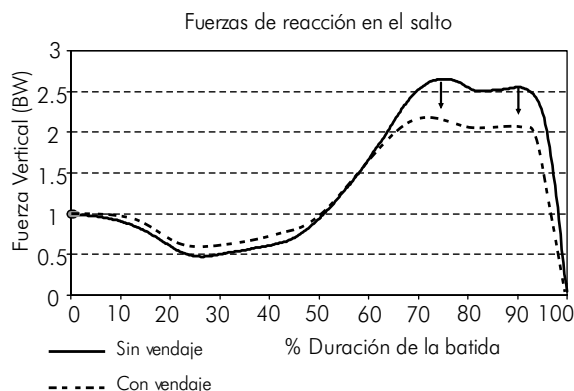


FIGURA 4. Hipótesis de las posibles variaciones en las fuerzas de reacción en la amortiguación de una caída debidas al uso de un vendaje funcional preventivo de tobillo que limite la supinación y extensión. Ensayos realizados cayendo desde una mesa a 0.75 m de altura. (BW = veces el peso corporal)

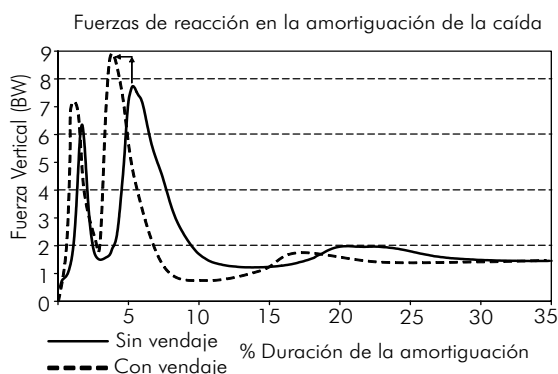
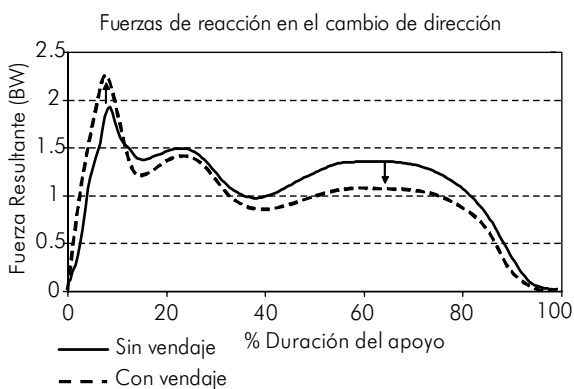


FIGURA 5. Hipótesis de las posibles variaciones en la resultante, de las fuerzas de reacción anteroposteriores y mediolaterales, en un cambio de dirección a máxima velocidad debidas al uso de un vendaje funcional preventivo de tobillo que limite la supinación y extensión. (BW = veces el peso corporal)



Salto con contramovimiento

En la batida de un salto con contramovimiento (CMJ) pensamos que se pueden dar descensos en el pico de máxima fuerza y en el impulso de aceleración (con lo que el salto alcanzaría me-

nor altura) propiciados por la limitación que tenemos en el rango de movimiento del tobillo (Figura 3). Los ensayos para obtener la figura han sido realizados en un CMJ con una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

Sin embargo, en este apartado nos surgen algunas dudas de cómo se comportará el tobillo cuando el vendaje sea elástico, ya que este tipo de vendaje podría llegar a ayudar a saltar más debido a la restitución del vendaje en la fase concéntrica del salto. Hay diversos autores que estudian la influencia del vendaje en el rendimiento del salto vertical^{11,30,34,41,45}, pero ninguno de ellos analiza las fuerzas de reacción del suelo en la batida del salto. Como se ha comentado la mayoría de autores describen descenso en la altura del salto con vendaje.

Amortiguación de caída

En la amortiguación de una caída, el vendaje podría incrementar el segundo pico de fuerza debido a un menor control de la musculatura extensora de tobillo, limitando la tensión ejercida por el músculo para que ese impacto no sea tan brusco (Figura 4). Por otro lado el vendaje también podría provocar que ambos picos de fuerza (1º y 2º) sucedieran antes en el tiempo³⁸ y una menor duración en la amortiguación. Estas posibles modificaciones perjudicarían la amortiguación y podrían favorecer el riesgo de lesiones.

Los ensayos para obtener la figura han sido realizados dejando caer al sujeto desde una altura de 0.75 m con la metodología descrita por Abián *et al*⁵⁹. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 1000 Hz.

Barceló⁴⁵, analizando la amortiguación después de realizar un CMJ, encontró valores significativamente superiores en el segundo pico de fuerza debido a la utilización de dos tipos diferentes de vendajes funcionales preventivos de tobillo. En el estudio de Barceló los valores del primer pico de fuerza fueron inferiores en las situaciones con vendaje, pero pensamos que al incrementar la altura de caída los

valores del primer pico de fuerza pudieran ser también superiores.

Cambio de dirección

En un cambio de dirección brusco durante la carrera esperamos encontrar unos valores superiores en el pico de frenado de la fuerza resultante por la limitación del vendaje. En el pico de aceleración esperamos encontrar valores inferiores, por una menor impulsión debida a la restricción del rango de movimiento del tobillo (Figura 5). También se daría con el vendaje una mayor duración en el apoyo del pie en el suelo debido a que se realizaría el movimiento con menor explosividad que sin vendaje. Las fuerzas de reacción en el cambio de dirección fueron estudiadas por Meana³, que no encontró diferencias significativas en los valores de los picos de fuerza con la utilización del vendaje funcional preventivo de tobillo. Pensamos que forzando algo más el movimiento se podrían encontrar diferencias.

Para obtener la figura se hizo en un cambio de dirección de 120° utilizando la metodología descrita por Abián *et al*⁶⁰. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 500 Hz.

La incidencia del vendaje en los cambios de dirección ha sido estudiada por varios autores^{3,20,21,34,35,41,45,61}. Excepto Meana^{3,61} ninguno ha estudiado las fuerzas de reacción del suelo.

PERSPECTIVAS DE FUTURO

La biomecánica de diferentes movimientos con articulaciones sometidas a vendajes funcionales preventivos de tobillo se ha venido estudiando desde hace años. Predominan estudios estáticos de las restricciones en la amplitud articular. No obstante, hay muy pocos estudios que analicen el comportamiento del vendaje realizando movimientos de situaciones deportivas concretas y, de éstos, casi ninguno analiza las fuerzas de reacción del suelo. Las fuerzas de reacción nos van a dar valores de lo que sucede mientras estamos realizando la acción deportiva y nos

van a acercarnos a la situación real en la que sucede el movimiento, ya que no interfieren en el sujeto ni en el juego. Mediante las fuerzas de reacción vamos a poder comprobar si existen o no modificaciones en la eficacia de las técnicas deportivas y por otro lado podremos evaluar si aumenta el riesgo de nuevas lesiones.

Por último sería interesante el estudio en situaciones deportivas concretas de diferentes tipos de vendaje funcional preventivo de tobillo, como por ejemplo, elástico e inelástico y la comparación de éstos con ortesis y prótesis.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Joma y a Maria Laguna Nieto su colaboración en la realización de este trabajo.

RESUMEN

El objetivo de este artículo ha sido realizar una revisión de los estudios con vendajes funcionales preventivos de tobillo en el deporte y formular unas hipótesis de futuros trabajos en base a unos ensayos biomecánicos con plataforma de fuerzas.

En relación a la biomecánica de los vendajes funcionales preventivos de tobillo en la bibliografía encontramos cuatro temas principales: el estudio del posible descenso del rendimiento, la medición de la restricción de movimiento, la fatiga del vendaje y finalmente las revisiones bibliográficas y trabajos que aportan hipótesis para posibles investigaciones. Podemos concluir que predominan estudios estáticos de las restricciones del vendaje en la amplitud articular y sin embargo hay muy pocos estudios que analicen el comportamiento del vendaje realizando movimientos de situaciones deportivas concretas.

Pese a que los beneficios de la utilización de los vendajes están demostrados, cuando su uso no es el adecuado pueden darse una serie de efectos no deseados. A menudo, la dependencia

que pueden provocar en el sujeto, le llevará a que esté expuesto a una lesión en el momento en que no esté protegido.

El artículo acaba analizando movimientos básicos, presentes en muchos deportes: marcha, carrera, salto, cambio de dirección y amortiguación de caída. En estos movimientos se presentan resultados de la bibliografía y de estudios piloto propios, en los que se analiza la cinética del contacto en el suelo con y sin vendaje funcional preventivo de tobillo, de cara a proponer nuevas vías de investigación, que aborden no sólo la eficacia del vendaje sino también la posible disminución en la eficacia de gestos deportivos y el riesgo añadido de nuevas lesiones.

Palabras clave: Biomecánica. Cinética. Deporte. Tobillo. Prevención de lesiones. Vendaje funcional. Fuerzas de reacción.

SUMMARY

The purposes of this paper were to review the research on prophylactic ankle taping in sport, and to formulate hypotheses for future researches, on the basis of biomechanical trials on a force platform.

There are four main topics on prophylactic ankle taping in the literature: the study of a possible performance decrease, the measur-

ement of the limitation in the range of motion (ROM), the fatigue of the ankle taping, and finally, the reviews and researches that contribute with hypotheses for further works. Most studies have been carried out in static conditions to test the limitations in the ROM; however, there are few studies where the ankle taping response during sports tasks or specific movements had been analysed.

Although the benefits of the use of ankle taping are well established, when it is misused, undesirable effects could appear. The subjects' dependence to these orthoses could lead to an injury, when they do not wear ankle taping during the sports activity.

Finally, the review analyses basic sports movements: gait, running, changes of direction and landings. Data of these actions are presented, from the literature and pilot studies performed in our laboratory, where ground reaction forces with and without prophylactic ankle taping have been analysed. Further investigations should focus more in deep not only on the ankle taping effectiveness but on the decreases in the effectiveness of sports movements, and the increase in the risk of injuries.

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

B I B L I O G R A F I A

1. **Bové T.** El vendaje funcional. Barcelona. Doyma, 1989.
2. **Neiger H.** Los vendajes funcionales, aplicaciones en traumatología del deporte y en reeducación. Barcelona. Masson, 1990.
3. **Meana M.** Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo en deportes de colaboración-oposición, Tesis doctoral. Universidad de Castilla la Mancha. Toledo, 2002.
4. **Jurgen H, Asmussen PD.** Técnicas de vendaje. Santa fé de Bogotá. Iatros, 1988.
5. **Bové T.** Los vendajes funcionales en el baloncesto. Arch Med Dep 1998;15(68): 523-30.
6. **Camacho JL.** Vendajes funcionales. (on line) http://webs.ono.com/usr000/nutridepor/pagina_nueva_34.htm (Consulta: 21 de Abril de 2005).

7. 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* 1992;15(5):229-35.
8. Rovere GD, Clarke TJ, Yates S, Burley K. Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. *Am J Sports Med* 1988;16(3):228-33.
9. Alves J W, Alday RV, Ketcham DL, Lentell GL. A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *J Orthop Sport Phys* 1992;15(1):10-8.
10. Bennell KL, Goldie PA. The differential effects of external ankle support on postural control. *J Orthop Sport Phys* 1994; 20(6):287-95.
11. Burks RT, Bean BG, Marcus R, Barker HB. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am J Sports Med* 1991;19(2): 104-6.
12. Carroll MJ, Rijke AM, Perrin DH. Effect of the Swedeno ankle brace on talar tilt in subjects with unstable ankles. *J Sport Rehabil* 1993;2:261-7.
13. Cordova ML, Armstrong CW, Rankin JM, Yeasting RA. Ground reaction forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. *Med Sci Sport Exer* 1998;30(9): 1363-70.
14. Cordova ML, Cardona CV, Ingersoll CD, Sandrey MA. Long-Term ankle brace use does not affect peroneus longus muscle latency during sudden inversion in normal subjects. *Journal of Athletic Training* 2000;35(4):407-11.
15. Gehlsen GM, Pearson D, Bahamonde R. Ankle joint strength, total work, and ROM: comparison between prophylactic devices. *Athletic Training* 1991;26:62-5.
16. 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(5): 498-06.
17. Greene TA, Roland GC. A comparative isokinetic evaluation of a functional ankle orthosis on talocalcaneal function. *J Orthop Sport Phys* 1989;11(6):245-52.
18. Greene TA, Wight CR. A comparative support evaluation of three ankle orthoses before, during and after exercise. *J Orthop Sport Phys* 1990;11(10):453-66.
19. Gross MT, Bradshaw MK, Ventry LC, Weller KH. Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J Orthop Sport Phys* 1987;9(1):33-9.
20. Gross MT, Lapp AK, Davis M. Comparison of Swede-O-universal ankle support and aircast sport-stirrups orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J Orthop Sport Phys* 1991;13(1):11-9.
21. Gross MT, Batten AM, Lamm AL, Lorren JL, Stevens JJ, Davis JM, Wilkerson GB. Comparison of donjoy ankle ligament protector and subtalar sling ankle taping in restricting foot and ankle motion before and after exercise. *J Orthop Sport Phys* 1994;19(1):33-41.
22. Gross MT, Everts JR, Roberson SE, Roskin DS, Young KD. Effect of donjoy ankle ligament protector and aircast sport-stirrups orthoses on functional performance. *J Orthop Sport Phys* 1994;19(3):150-6.
23. Gross MT, Clemence LM, Cox BD, Mcmillan HP, Meadows AF, Piland CS, Powers WS. Effect of ankle orthoses on functional performance for individuals with recurrent lateral ankle sprains. *J Orthop Sport Phys* 1997;25(4): 245-52.
24. Hals TV, Sitler MR, Mattacola CG. Effect of a semi-rigid ankle stabilizer on performance in persons with functional ankle instability. *J Orthop Sport Phys* 2000;30(9):552-6.
25. Hubbard T, Kaminski T. Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *Journal of Athletic Trainers* 2002;37(4):481-6.
26. Kimura IF, Nawoczenski KA, Epler M, Owen MG. Effect of the airstirrups in controlling ankle inversion stress. *J Orthop Sport Phys* 1987;9(5):190-3.
27. Lindley TR, Kernozek TW. Taping and semirigid bracing may not affect ankle functional range of motion. *Journal of Athletic Training* 1995;30(2):109-12.
28. Locke A, Sitler M, Aland C, Kimura I. Long-Term use of a softshell prophylactic ankle stabilizer on speed, agility, and vertical jump performance. *J Sport Rehabil* 1997;6: 235-45.
29. Lofvenberg R, Karrholm J. The influence of an ankle orthosis on the talar and calcaneal motions in chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 1993;21 (2):224-30.
30. Mackean LC, Bell G, Burnham RS. Prophylactic ankle bracing Vs Taping: effects on functional performance in female basketball players. *J Orthop Sport Phys* 1995;22 (2):77-81.
31. Macpherson K, Sitler M, Kimura I, Horodyski M. Effects of a semirigid and softshell prophylactic ankle stabilizer on selected performance tests among high school football players. *J Orthop Sport Phys* 1995;21(3):147-52.
32. Martin N, Harter RA. (1993): Comparison of inversion restraint provided by ankle prophylactic devices before and

- after exercise. *Journal of Athletic Training* 1993; 28 (4): 324-9.
33. **McCaw ST, Cerullo JF.** Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Med Sci Sport Exer* 1999;31(5):702-7.
 34. **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. *Journal of Athletic Training* 1997;32(2):136-40.
 35. **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. *Journal of Athletic Training* 1992;27(3):253-5.
 36. **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* 1992;15(5):229-35.
 37. **Pienkowski D, Mcmorrow M, Shapiro R, Caborn DN, Stayton J.** The effect of ankle stabilizers on athletic performance. *Am J Sports Med* 1995;23(6):757-62.
 38. **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* 2002;32:628-35.
 39. **Shapiro MS, Kabo M, Mitchell PW, Loren G, Tsenter M. (1994):** Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *Am J Sports Med* 1994;22(1):78-82.
 40. **Sitler M, Ryan J, Wheeler B, McBride J, Arciero R, Anderson J, Horodyski M.** The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. *Am J Sports Med* 1994;22(4):454-61.
 41. **Verbrugge JD.** The effects of semirigid air-stirrups bracing vs adhesive ankle taping on motor performance. *J Orthop Sport Phys* 1996;23(5):320-5.
 42. **Wiley JP, Nigg BM.** The effect of an ankle orthosis on ankle range of motion and performance. *J Orthop Sport Phys* 1996; 23(6):362-9.
 43. **Yaggie JA, Kinzey SJ.** A comparative analysis of selected ankle orthoses during functional tasks. *J Sport Rehabil* 2001;10:174-83.
 44. **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 (4):238-45.
 45. **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.
 46. **Pope M, Renstrom P, Donhermeyer D, Morgenstern S.A** comparison of ankle taping methods. *Med Sci Sport Exer* 1987;19(2):143-7.
 47. **Bruns J, Scherlitz J, Luessenhop S.** The stabilizing effect of orthotic devices on plantar flexion dorsal extension and horizontal rotation of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1996; 17(8):614-8.
 48. **De Clercq LR.** Ankle bracing in running: the effect of a push type medium ankle brace upon movements of the foot and ankle during the stance phase. *Int J Sports Med* 1997; 18:222-8.
 49. **Scheuffelen C, Rapp W, Golhofer A, Lohrer H.** Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. *Int J Sports Med* 1993;14: 140-9.
 50. **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(6):588-95.
 51. **Hume PA, Gerrard DE.** Effectiveness of external ankle support. *Sports med* 1998;25(5):285-312.
 52. **Karlsson J, Sward L, Andreasson GO.** The effect of taping on ankle stability. *Sports Med* 1993;16(3):210-5.
 53. **Passerallo A.J, Calabrese GJ.** Improving traditional ankle taping techniques with rigid strapping tape. *Journal of Athletic Training* 1994;29(1):76-7.
 54. **Thacker S, Stroup D, Branche C, Gilchrist J, Goodman R, Weitman E.** The prevention of ankle sprains in sports. *Am J Sports Med* 1999;27(6):753-60.
 55. **Cordova ML, Ingersoll CD, Palmieri RM.** Efficacy of prophylactic ankle support: an experimental perspective. *National Athletic Trainers* 2002;37(4):446-57.
 56. **Wilkerson GB.** Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *National Athletic Trainers* 2002;37(4):436-45.
 57. **Bot S, Mechelen WV.** The effect of ankle bracing on athletic performance. *Sports med* 1999; 27 (3): 171-8.
 58. **Villarroya A, Nerón S, Marín M, Moros T, Marco C.** "Cargas excesivas y mecanismos de lesión deportiva. *Arch Med Dep* 1999;16(70): 173-9.
 59. **Abián J, Alegre LM, Fernández JM, Lara AJ, Aguado X.** Variabilidad en la capacidad de amortiguación de caí-

da después de ejercicios intensos. Actas de las I Jornadas Internacionales de Medicina del Deporte. Jornada Nacional del Grupo de Especialistas de Medicina de la Educación Física y el Deporte. *Arch Med Dep* 2004;21(5):418-9.

60. Abián J, Alegre LM, Fernández JM, Lara AJ, Aguado X. Fuerzas de reacción en pies cavos y planos en movimien-

tos cíclicos y esfuerzos máximos. Actas de las I Jornadas Internacionales de Medicina del Deporte. Jornada Nacional del Grupo de Especialistas de Medicina de la Educación Física y el Deporte. *Arch Med Dep* 2004;21(5):417-8.

61. Meana M, López JL, Grande I, Aguado X. Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo. *Arch Med Dep* 2004;21(2): 99-108