

# BIOMECÁNICA DEL VENDAJE FUNCIONAL PREVENTIVO DE TOBILLO\*

## BIOMECHANICS OF PROPHYLACTIC ANKLE TAPING

### RESUMEN

Las fintas están asociadas al mecanismo del esguince de tobillo. En este estudio se ha analizado la eficacia del vendaje funcional preventivo de tobillo en la limitación de la supinación y la extensión durante una finta, así como las pérdidas de eficacia que se producen tras un entrenamiento de 30 minutos. Se han comparado los resultados obtenidos en la medición pasiva con los obtenidos a partir de la medición dinámica durante una finta, utilizando fotogrametría en vídeo digital 3D de alta velocidad (125 Hz). Además, se ha analizado la influencia de las características individuales en la restricción inicial y la pérdida de eficacia, con el fin de conocer las necesidades particulares de reposición del mismo.

La restricción inicial fue significativa tanto en la supinación como en la extensión pasiva (64,45% y 59,07% respectivamente). La medición dinámica sólo muestra una restricción inicial significativa del 13,53% en la supinación de frenado por lo que el vendaje no ofrece una restricción significativa durante la realización de la finta en sujetos sanos.

Aunque se encontraron pérdidas de eficacia significativas tras el entrenamiento tanto en la supinación pasiva como en la extensión pasiva (49,29% y 47,64% respectivamente) durante la finta no se mostraron cambios significativos.

En cuanto a la influencia de las características antropométricas, los sujetos más altos sufrieron mayores pérdidas de eficacia del vendaje en la limitación de la extensión del tobillo ( $r=0,590$ ). En cuanto a las dimensiones del pie, los sujetos con pie cavo ( $r=0,679$ ), con mediopié estrecho ( $r=0,614$ ) y con arco interno muy pronunciado ( $r=0,643$ ) sufrieron mayores pérdidas de eficacia en los dos movimientos implicados en el mecanismo del esguince, por lo que sería necesario reforzar o sustituir el vendaje con mayor frecuencia.

Los resultados muestran la importancia de considerar las características individuales en la elaboración y reposición del vendaje, la escasa utilidad del vendaje preventivo en sujetos sanos y la importancia de un adecuado trabajo de fortalecimiento muscular y de coordinación.

**Palabras clave:** Biomecánica. Tobillo. Vendaje funcional preventivo. Cinemática.

### CORRESPONDENCIA:

Marta Meana Riera. Universidad Católica San Antonio de Murcia. Sección Departamental de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Avenida los Jerónimos s/n. 30107 Guadalupe (Murcia). E-mail: mmeana@pdi.ucam.edu

**Aceptado:** 05-11-2003 / Original nº 479

### SUMMARY

Feints are associated with ankle sprains mechanism of injury. The effectiveness of preventive ankle taping in the limitation of ankle supination and extension during a feint and the degree of loss of restriction after 30 minutes training was analysed.

The results of passive measures were compared with dynamic ones during a feint, using 3D digital video system (125 Hz). The influence of individual characteristics on initial restriction and on loss of restriction was analysed in order to evaluate particular necessities of replacement. Significant initial restrictions on passive supination and extension movements have been reported (64.45% and 59.07% respectively), while dynamic measures only show a significant restriction of 13.53% on landing supination, so taping provides no significant restriction during the feint on healthy subjects.

Although significant loss of restriction has been found after exercise on passive supination and extension (49.29% and 47.64% respectively) the feint showed no significant losses. About the influence of anthropometrical characteristics, taller subjects suffered higher losses of extension restriction ( $r=0.590$ ). Related with foot dimensions, subjects with pes cavus ( $r=0.679$ ), narrow middle foot ( $r=0.614$ ) and wide inner arch ( $r=0.643$ ), suffered more important losses of restriction on supination and extension movements, so taping should be replaced more frequently.

The results show the importance of considering individual characteristics on taping construction and reposition, the useless of preventive taping on healthy subjects as well as importance of a fitted strength and co-ordination program.

**Key words:** Biomechanics. Ankle. Prophylactic taping. Kinematics.

**Marta Meana Riera**<sup>1</sup>

**José L. López Elvira**<sup>1</sup>

**Ignacio Grande Rodríguez**<sup>2</sup>

**Xavier Aguado Jódar**<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidad Católica San Antonio Murcia

<sup>2</sup>Universidad Alfonso X el Sabio

<sup>3</sup>Universidad de Castilla la Mancha

\*Este artículo es parte del trabajo galardonado con el Premio Nacional de Investigación en Medicina Deportiva 2003 (Oviedo).

## INTRODUCCIÓN

El esguince de los ligamentos laterales externos del tobillo es frecuente en deportes de colaboración-oposición, caracterizados por realizarse a gran velocidad, constantes cambios de ritmo y dirección. En baloncesto, balonmano, fútbol y voleibol se dan entre el 60 y 90% de todas las lesiones y en torno al 75% de los deportistas afectados padecen recidivas que pueden llegar a apartarles totalmente de la práctica deportiva. El mecanismo de lesión más frecuente es la inversión forzada (combinación de supinación y extensión) provocada por el aterrizaje sobre el pie de otro jugador o durante las fintas<sup>1,2</sup>.

Uno de los métodos más utilizados para la prevención tanto en sujetos con esguinces previos como en sujetos sanos es el vendaje funcional. Sin embargo, aunque se ha demostrado su eficacia en la limitación de movimientos máximos de la articulación<sup>3-13</sup>, no está claro su efecto en las amplitudes propias de las técnicas deportivas implicadas en el mecanismo de lesión<sup>14,15</sup>, pues la mayoría de los estudios sobre su efecto mecánico han utilizado técnicas de medición pasivas.

Además, se sabe que la eficacia del vendaje disminuye con el ejercicio a causa del estiramiento y de la pérdida de adherencia de las tiras de esparadrapo sobre la piel<sup>16-23</sup>. Sin embargo, en la mayoría de los estudios no se ha controlado la cantidad ni la calidad de la intervención de los distintos sujetos objeto de estudio al utilizar períodos de entrenamiento o competiciones reales. En este sentido, es importante crear situaciones experimentales que reproduzcan los contenidos y duración de los períodos de trabajo de manera exacta en todos los sujetos.

El presente trabajo pretende comprobar la eficacia del vendaje en la limitación de la supinación forzada durante una finta (técnica asociada con el mecanismo de lesión), así como las pérdidas de eficacia que se producen tras un entrenamiento de 30 minutos. Además, se pre-

tende analizar la influencia de las características individuales en la restricción inicial y la pérdida de eficacia, con el fin de conocer las necesidades particulares de reposición del mismo. Se ha utilizado fotogrametría de vídeo digital 3D de alta velocidad, una herramienta biomecánica valiosa por no interferir en la ejecución y por permitir simular situaciones reales de juego.

## METODOLOGÍA

### Diseño Experimental

Participaron 15 varones jóvenes, estudiantes de educación física, activos y totalmente recuperados de cualquier lesión. Realizaron un mismo protocolo en el que se realizaban varios tipos de mediciones en 4 diferentes situaciones:

- Sin vendaje, previamente al entrenamiento.
- Con vendaje nuevo, antes del entrenamiento.
- Con vendaje fatigado, después del entrenamiento.
- Sin vendaje, después del entrenamiento.

### Fase de campo

El orden del protocolo experimental fue el siguiente:

1. Se tomó el registro de la huella plantar estática utilizando el protocolo de Viladot<sup>24</sup>.
2. Los sujetos realizaron un calentamiento de 10 minutos 5 minutos de movilidad articular y 5 minutos de ensayo del circuito que debían realizar.
3. Se hizo un examen de la supinación, la pronación, la flexión y la extensión pasivas sin vendaje antes del entrenamiento con un goniómetro manual de podólogo, siguiendo el protocolo descrito por Root, *et al.*<sup>25</sup>.

4. Se aplicó un vendaje funcional preventivo inelástico en el tobillo derecho diseñado para limitar los movimientos de extensión y supinación. Fue elaborado enteramente con esparadrapo y sin pre-vendaje por un médico especialista en medicina deportiva con experiencia práctica cotidiana en estos vendajes.
5. Se realizó un nuevo examen de amplitud articular pasiva con vendaje nuevo.
6. Los sujetos realizaron un circuito de obstáculos con 6 cambios de dirección y un recorrido total de 27,6 m (Figura 1). El primer cambio de dirección era la denominada finta del estudio. La posición de un defensor permitió una mayor aproximación a la situación real de juego y una intensidad máxima de ejecución. La medición de la amplitud articular durante la finta se realizó mediante fotogrametría de vídeo digital de alta velocidad 3D. Se grabó con 2 cámaras fijas sincronizadas (Kodak Motion Corder Analyzer SR-500), con una frecuencia de muestreo de 125 Hz y una velocidad de obturación de 1/500 s. Las cámaras se situaron en posición posterior (a 1,95 m) y lateral (a 2,60 m), formando entre sí un ángulo de 90° (Figura 2).
7. Se llevó a cabo un período de entrenamiento de 30 minutos. Fue dirigido e igual para todos los sujetos y centrado en movimientos de intervención máxima del tobillo (saltos, fintas, giros y cambios de sentido).
8. Se realizó un nuevo examen de amplitud articular pasiva tras el entrenamiento con el fin de conocer el nivel de fatiga del vendaje tras el entrenamiento.
9. Se repitió el circuito de obstáculos con el objetivo de registrar la amplitud dinámica con el vendaje fatigado.
10. Se retiró el vendaje y se realizó un nuevo examen de amplitud articular pasiva.
11. Por último, los sujetos realizaron el circuito tras la retirada del vendaje. Esta prueba se

realizó en último lugar con el fin de registrar amplitudes realmente máximas por un mayor calentamiento de la articulación tras el entrenamiento.

### Fase de laboratorio

El protocolo para la valoración de la huella plantar fue el descrito por Hernández y Fernández<sup>26</sup>.

El análisis cinemático se realizó con el software Kinescán V 8.2. Con él se creó un modelo alámbrico de ocho puntos unidos por 9 conexiones y se introdujeron los datos del marco de calibración (un cubo de 0,5 m x 0,7 m x 0,5 m con 8 marcadores en sus vértices). Con el mismo programa se llevó a cabo todo el proceso de digitalización, la reconstrucción 3D, el suavizado y la extracción inicial de resultados.

Se consideraron dos tipos de variables para el estudio de la cinemática del tobillo. Por un

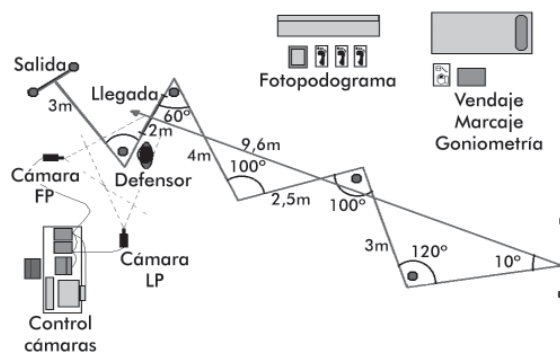


FIGURA 1.-  
Disposición del circuito y de los equipos de medición

LP: plano lateral; FP: plano frontal

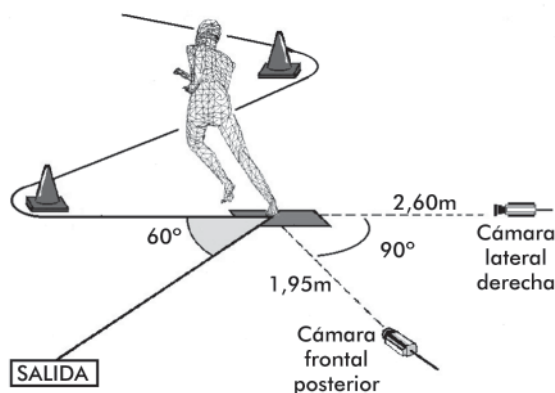
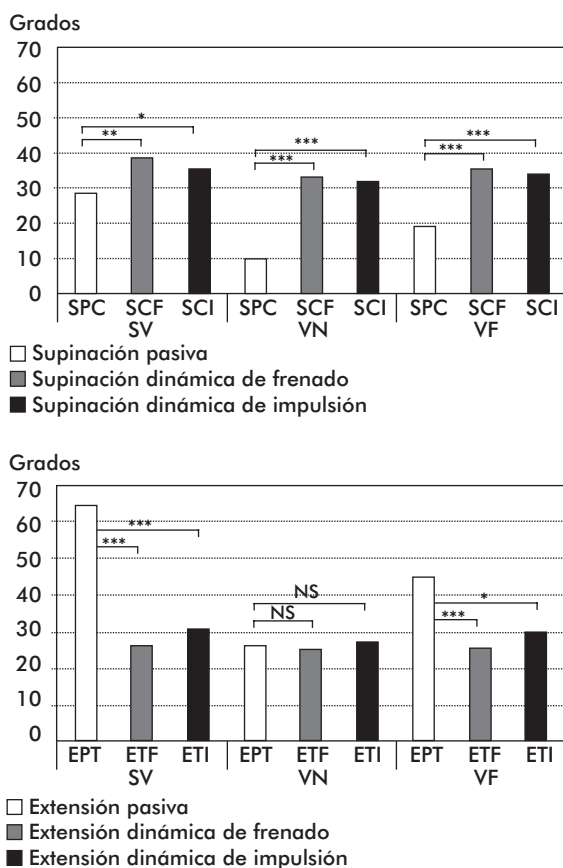


FIGURA 2.-  
Posición de las cámaras

	Movimiento	Pasiva	Dinámica frenado	Diferencia con pasiva	Dinámica impulsión	Diferencia con pasiva
SV	Supinación	28.33	38.44	10.11**	35.44	7.11*
	Extensión	64.67	26.22	38.45***	30.92	33.75***
VN	Supinación	10.07	33.24	23.17***	31.92	21.85***
	Extensión	26.47	25.52	1.76NS	27.28	0.81NS
VF	Supinación	19.07	35.42	16.35***	34.16	15.09***
	Extensión	44.67	25.80	18.87**	30.00	14.67*

**TABLA 1.-**  
Diferencias entre  
las amplitudes  
pasivas y dinámicas

SV: sin vendaje; VN: vendaje nuevo; VF: vendaje fatigado; \*= $p<0,05$ ; \*\*= $p<0,01$ ; \*\*\*= $p<0,001$ ; NS: No significativa



**FIGURA 3.-**  
Diferencias entre  
las amplitudes  
pasivas  
y las amplitudes  
dinámicas durante  
la finta

SV: sin vendaje; VN: vendaje nuevo; VF: vendaje fatigado; SPC: supinación pasiva del calcáneo; PPC: pronación pasiva del calcáneo; EPT: extensión pasiva del tobillo; FPT: flexión pasiva del tobillo; \*= $p<0,05$ ; \*\*= $p<0,01$ ; \*\*\*:  $p<0,001$ ; NS: no significativa

lado, las relativas a las máximas amplitudes alcanzadas (expresadas en grados), a partir de las cuales se calcularon la restricción inicial, la restricción final y la pérdida de eficacia. Por otro, las relativas a su localización temporal a lo largo de la finta (expresadas en porcentajes del tiempo total).

Los resultados se ordenaron mediante la base de datos Excel 97 y el tratamiento estadístico se realizó con el programa y Statistica 4.5. Se hicieron pruebas de normalidad mediante los tests de Lilliefors Kolgomorov-Smirnov y Shapiro-Wilk. Viendo que no todas las variables cumplían los supuestos paramétricos de normalidad y que la muestra era de tamaño reducido se optó por elegir pruebas estadísticas no paramétricas. Las comparaciones de medias se hicieron con la prueba de "Wilcoxon para datos pareados" (usando el criterio de significación mínimo de  $p<0,05$ ). Las correlaciones se hicieron con la prueba de Spearman (con el criterio mínimo de  $-0,5<r>0,5$  y  $p<0,05$ ).

## RESULTADOS

### Diferencias entre las amplitudes pasivas y las dinámicas

En la Tabla 1 y Figura 3 se muestran los resultados de la comparación de medias de los resultados de la medición pasiva y los resultados de la medicación de vídeo 3D. Las supinaciones pasivas fueron significativamente inferiores a las dinámicas, tanto en el frenado como en la impulsión, mientras que las extensiones pasivas fueron mayores que las dinámicas, excepto el movimiento de extensión con el vendaje nuevo que fueron similares.

### Capacidad de restricción del vendaje (RI)

En la Tabla 2 y Figura 4 se muestran valores significativos de restricción pasiva en los cuatro

		Amplitud (grados)			Variación RI		Variación RF		Variación PE	
		SV	VN	VF	Grados	%	Grados	%	Grados	%
SPC	Promedio	28.33	10.07	19.07	-18.26	-64.45	-9.26	-32.69	+9.00	+49.29
	SD	6.34	5.35	5.81	***		***		***	
PPC	Promedio	14.73	6.00	10.13	-8.73	-59.27	-4.60	-31.23	+4.13	+47.31
	SD	3.47	3.25	2.56	***		***		*	
EPT	Promedio	64.67	26.47	44.67	-38.20	-59.07	-20.00	-30.93	+18.20	+47.64
	SD	6.63	7.96	11.31	***		**		***	
FPT	Promedio	19.60	9.87	14.60	-9.73	-49.64	-5.00	-25.51	+4.73	+48.61
	SD	5.88	6.82	6.61	***		*		***	

SV: sin vendaje; VN: vendaje nuevo; VF: vendaje fatigado; SPC: supinación pasiva del calcáneo; PPC: pronación pasiva del calcáneo; EPT: extensión pasiva del tobillo; FPT: flexión pasiva del tobillo; \*= $p < 0,05$ ; \*\*= $p < 0,01$ ; \*\*\*= $p < 0,001$ ; NS: No significativa

TABLA 2.- Cambios en la máxima amplitud pasiva

movimientos. El promedio de restricción observado con el vendaje nuevo fue del 58,11%. En la supinación y en la extensión las restricciones fueron del 64,45% y del 49,64%, respectivamente.

En la Tabla 3 y Figura 5 se muestran los valores la restricción dinámica, muy inferiores a los registrados en la medición pasiva. Tan sólo se observó una restricción significativa del 13,53% en la supinación de frenado.

### Fatiga del vendaje tras el entrenamiento (PE)

En la Tabla 2 y la Figura 4 se recogen los valores de las pérdidas de eficacia observadas con la medición pasiva, significativos en todos los movimientos y menos acusados en el movimiento de pronación. Las pérdidas de eficacia en la limitación de la supinación y la extensión fueron del 49,29% y del 47,64% respectivamente.

Tal como se muestra en la Tabla 3 y la Figura 5, las pérdidas de eficacia en la restricción dinámica durante la finta no fueron significativas en ninguno de los movimientos estudiados.

### Influencia de las características individuales en la RI y la PE

En la Tabla 4 se muestran las correlaciones significativas entre las variables antropométricas y la restricción del vendaje antes y después

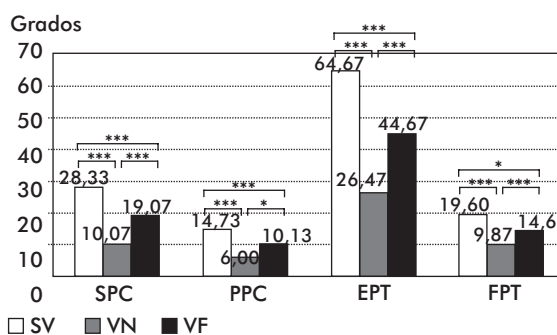


FIGURA 4.- Representación gráfica de los cambios en la amplitud pasiva

SPC: supinación pasiva del calcáneo; PPC: pronación pasiva del calcáneo; EPT: extensión pasiva del tobillo; FPT: flexión pasiva del tobillo; SV: sin vendaje; VN: vendaje nuevo; VF: vendaje fatigado; \*= $p < 0,05$ ; \*\*= $p < 0,01$ ; \*\*\*= $p < 0,001$ ; NS: No significativa

del entrenamiento. Como resultados a destacar encontramos la correlación entre la pérdida de la restricción en la pronación pasiva y el peso corporal ( $r=0,519$ ) y las relativas a la restricción y pérdida de eficacia dinámicas entre el peso y la torsión del antepié ( $r=0,564$ ) y la existente entre la estatura y la fatiga del vendaje en la limitación de la extensión durante la fase de frenado ( $r = 0,595$ ).

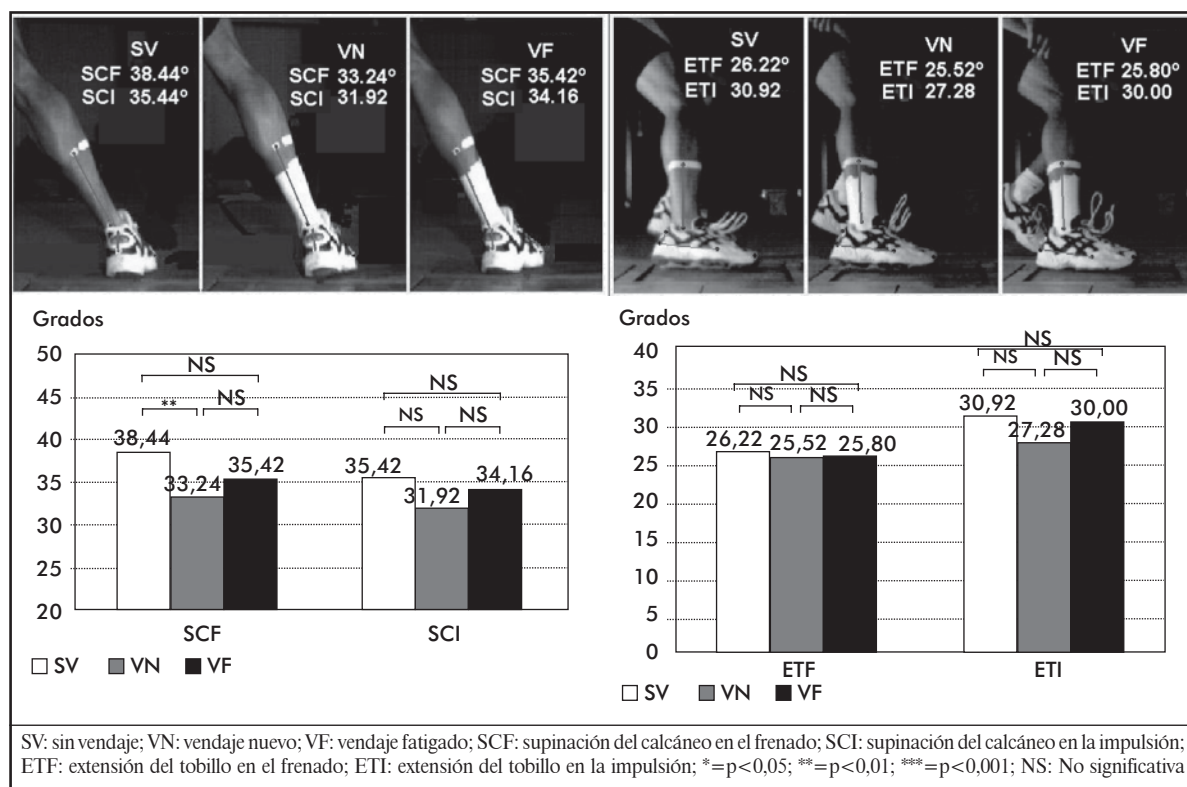
## DISCUSIÓN

La mayoría de los estudios que han medido el grado de fatiga del vendaje tras el ejercicio han utilizado metodologías de medición pasivas, siendo pocos los que la han analizado en técnicas deportivas específicas en las que el tobillo sea solicitado al máximo o que estén relacionadas con el mecanismo de lesión<sup>4</sup>. En este estu-

		Amplitud (grados)			Variación RI		Variación RF		Variación PE	
		SV	VN	VF	Grados	%	Grados	%	Grados	%
SCF	Promedio	38.44	33.24	35.42	-5.20	-13.53	-3.02	-7.86	+2.18	+41.92
	SD	4.89	5.56	7.42	**		NS		NS	
SCI	Promedio	35.44	31.92	34.16	-3.52	-9.93	-1.28	-3.61	+2.24	+63.64
	SD	7.70	5.49	7.88	NS		NS		NS	
ETF	Promedio	26.22	25.52	25.8	-0.70	-2.67	-0.42	-1.60	+0.28	+40.00
	SD	5,91	4,71	7,63	NS		NS		NS	
ETI	Promedio	30.92	27.28	30	-3.64	-11.77	-0.92	-2.98	+2.72	+74.73
	SD	10.92	5.56	10.09	NS		NS		NS	

**TABLA 3.-** Cambios en la máxima amplitud dinámica durante la finta

SCF: supinación del calcáneo en el frenado; SCI: supinación del calcáneo en la impulsión; ETF: extensión del tobillo en el frenado; ETI: extensión del tobillo en la impulsión; \* =p<0,05; \*\*=p<0,01; \*\*\*=p<0,001; NS: no significativa



dio se decidió tener en cuenta ambos tipos de mediciones, partiendo de la idea de que la movilidad que interesa para determinar el grado de restricción del vendaje durante una técnica deportiva concreta es la desarrollada en la misma. Esto ha permitido determinar la utilidad de los estudios que tan sólo utilizan la amplitud pasiva.

Las diferencias observadas tanto en la supinación como en la extensión del tobillo fueron

significativas (Tabla 1 y Figura 3). Las supinaciones pasivas fueron significativamente inferiores a las dinámicas, tanto en el frenado como en la impulsión. La supinación dinámica durante la finta no es pura, sino que aparece combinada con una ligera extensión y si a esto le añadimos que el tobillo no se encuentra en posición de descarga, sino que está soportando una fuerza mayor al peso del cuerpo, se condiciona que la supinación sea mayor. Las extensiones pasivas fueron, sin embargo, mayores

que las dinámicas. Esto se explicaría porque la extensión es un movimiento muy amplio que no es solicitado al máximo en una finta.

Por otra parte, se observa que cuanto mayor es la restricción del vendaje mayores son las diferencias entre la supinación pasiva y la dinámica, y menores entre la extensión pasiva y dinámica. Esto seguramente sea debido a la desproporcionalidad entre la extensión requerida para la técnica de la finta y la conseguida mediante la movilización pasiva de la articulación sin vendaje. Lo cual lleva a pensar en lo innecesaria que puede ser tanta restricción en un movimiento que no va a ser solicitado al máximo durante la finta.

Así, parece ser que la medición de las amplitudes articulares pasivas no es suficiente para determinar la restricción, pues pueden diferir mucho de las alcanzadas durante una técnica deportiva, por lo que el punto de referencia para conocer las restricciones reales debería ser la amplitud dinámica realizando la técnica deportiva implicada en el mecanismo de lesión. Por otra parte, la medición pasiva sólo nos proporciona información de la cinemática del tobillo en movimientos puros y, sin embargo, en las técnicas deportivas los movimientos aparecen combinados entre sí, lo cual hace necesario un estudio más profundo.

La fotogrametría 3D ha ofrecido en este estudio datos interesantes acerca de la localización temporal de las máximas amplitudes, lo cual ha permitido comprobar la localización de los movimientos implicados en el mecanismo del esguince y los cambios que se producen en su proximidad con la restricción inicial del vendaje y con la pérdida de eficacia después del entrenamiento. En este sentido, se observan dos zonas críticas en las que la máxima supinación y la máxima extensión se aproximan, propiciando un mayor riesgo de lesión. La primera en el momento de producirse el apoyo del pie en el suelo y la segunda en el momento de su despegue, lo que hemos denominado a lo largo del estudio fase de frenado y fase de impulsión respectivamente.

			r	p
Peso	&	PE PPC	0,519	*
Peso	&	RFETI	-0,525	*
Peso	&	PE TEAP	0,564	*
Estatura	&	RFETF	-0,550	*
Estatura	&	PEETF	0,595	*
IMC	&	RI TEAP	0,629	*
IMC	&	PE TEAP	0,757	**
IMC	&	PE FT	0,775	**

IMC: índice de masa corporal; PE: pérdida de eficacia; RF: restricción final; RI: restricción inicial; PPC: pronación pasiva del calcáneo; ETI: extensión del tobillo en la impulsión; TEAP: torsión externa del antepié; ETF: extensión del tobillo en el frenado; FT: flexión del tobillo; \* = $p < 0,05$ ; \*\* = $p < 0,01$ ; \*\*\* = $p < 0,001$ ; NS: no significativa

**TABLA 4.-**  
Correlaciones entre la restricción inicial y la pérdida de eficacia con las variables antropométricas

El promedio de restricción pasiva observado con el vendaje nuevo en los cuatro movimientos fue del 58,11%. La restricción inicial fue significativa en los cuatro movimientos (Tabla 2 y Figura 4). Cabe destacar la importancia de la restricción de la supinación (64,45%) y la extensión (59,07%), ambas implicados en el mecanismo de lesión. Sin embargo, las restricciones en la finta fueron muy inferiores a las reflejadas en la medición pasiva (Tabla 3 y Figura 5), por lo que se puede concluir que el vendaje no tiene efectos restrictivos de importancia durante la finta estudiada, a pesar de que sí los tenga sobre el rango total de movimiento de la articulación. Contrariamente a las afirmaciones de algunos autores<sup>2,12,27</sup>, parece que el vendaje no ejerce un efecto restrictivo importante en sujetos sanos, por lo que no tendría mucha utilidad si no hay antecedentes de lesión y los mecanismos propioceptivos de la articulación no están dañados, siendo los sujetos capaces por sí solos de controlar las amplitudes de la articulación.

En el análisis fotogramétrico de la finta se consideraron seis movimientos además de la supinación y la extensión. No se observaron cambios significativos sobre el resto de movimientos, tan sólo un incremento significativo de la torsión externa del antepié, quizás debido a que es la única estructura que queda fuera del vendaje y la limitación sobre el resto de articulaciones la oblige a intervenir en mayor medida a modo de mecanismo de compensación. Por otra parte, al estudiar la localización temporal

de las máximas amplitudes, se observó que el vendaje producía un acercamiento de la máxima supinación y la máxima extensión, lo cual supone un mayor riesgo de lesión.

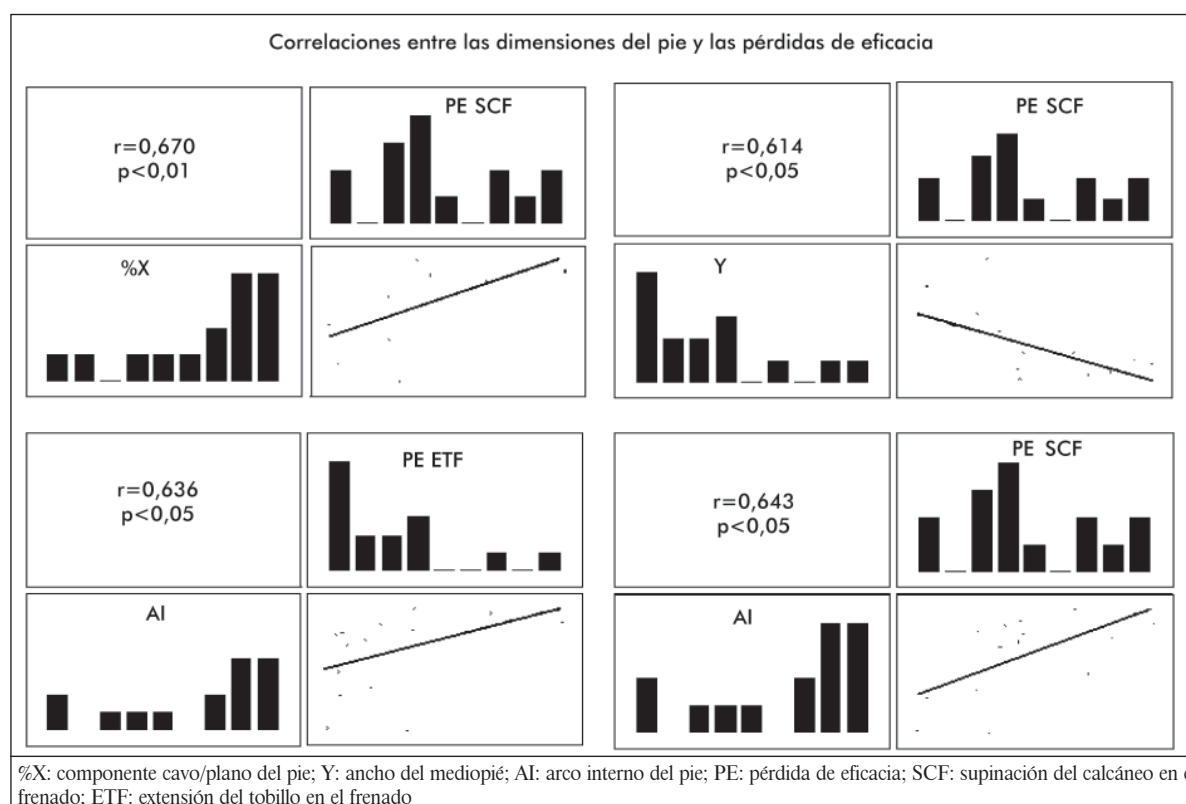
Variable 1	Variable 2	r	p
X	& PE ETF	-0,737	**
	& PE FAP	-0,615	*
Y	& PE SCF	0,614	*
	& PE FT	-0,562	*
	& PE FAP	-0,522	*
AI	& PE ILPI	0,529	*
	& PE SCF	-0,643	*
	& PE ETF	-0,636	*
TA	& RI IAC	0,632	*
	& PE FAP	-0,802	***
LP	& RI IPP	-0,556	*
	& PE ETF	-0,633	*
%X	& PE SCF	-0,679	**
	& PE FT	0,557	*

**TABLA 5.-**  
Correlaciones entre las dimensiones de la huella y la restricción inicial, restricción final y pérdida de eficacia del vendaje en la amplitud dinámica

PE = pérdida de eficacia; RI = restricción inicial; ETF = extensión del tobillo en el frenado; FAP = flexión del antepié; SCF = supinación del calcáneo en el frenado; FT = flexión del tobillo; ILPI = inclinación de la pierna en la impulsión; IAC = inclinación anterior del calcáneo; IPP = inclinación posterior de la pierna; \* =  $p < 0,05$ ; \*\* =  $p < 0,01$ ; \*\*\* =  $p < 0,001$ ; NS = No significativa

Tras el entrenamiento se observaron pérdidas de eficacia significativas del vendaje en todas las mediciones pasivas, tal y como ya se ha demostrado en algunos estudios<sup>16-23</sup>, aunque menos acusadas en el movimiento de pronación (Tabla 2 y Figura 4), apenas solicitado durante el entrenamiento. Sin embargo, la restricción final también fue significativa, por lo que el vendaje seguiría ofreciendo cierta protección. Sin embargo, las pérdidas en la restricción durante la finta no fueron significativas (Tabla 3 y Figura 5), aspecto que carece de importancia ya que las restricciones iniciales tampoco lo fueron.

No se han encontrado correlaciones significativas de las variables antropométricas, dimensiones de la huella plantar ni flexibilidad del tobillo con la restricción inicial. En cambio, tras el entrenamiento se observó una correlación entre la pérdida de restricción en la pronación y el peso corporal, de forma que los sujetos de mayor peso sufrieron una fatiga mayor del vendaje en la limitación de este movimiento.





En la movilidad dinámica los sujetos de mayor peso presentaron valores superiores de torsión del antepié (Tabla 4). Los sujetos de mayor altura mostraron una mayor fatiga del vendaje en la limitación de la extensión del tobillo durante la fase de frenado. También se observaron pérdidas de eficacia mayores en la limitación de la flexión en los sujetos con mayor IMC.

De todas las correlaciones, la más interesante desde el punto de vista de la lesión es la observada entre la altura de los sujetos y la pérdida de eficacia en la extensión de frenado, puesto que se trata de uno de los movimientos que se pretende limitar con el vendaje, lo cual es un aspecto importante a considerar en su elaboración, tensando más las tiras o bien reforzándolo en la zona anterior cada cierto tiempo de actividad deportiva.

No se encontraron correlaciones entre las dimensiones del pie y la fatiga del vendaje en la supinación ni en la extensión pasivas. Se encontraron, sin embargo, algunas correlaciones significativas con la pérdida de eficacia dinámica (Tabla 5 y Figura 6). El ancho del mediopié presentó una correlación negativa con la pérdida de eficacia en la supinación de frenado de forma que, los sujetos con un mediopié más ancho tenían una menor pérdida de eficacia en la limitación del movimiento de mayor riesgo. A la inversa, un mayor arco interno del pie se asoció con una mayor fatiga del vendaje tanto en la supinación como en la extensión de frenado, ambos implicados en el mecanismo de lesión. En cuanto a la influencia del componente cavo/plano del pie, se observó que los sujetos con el pie más cavo fatigaban el vendaje más en la limitación de la supinación. Así, nos encontramos ante un posible perfil o grupo de riesgo, pues aquellos sujetos con un pie cavo, con mediopié estrecho y con arco interno muy pronunciado, sufrirían mayores pérdidas de eficacia en los dos movimientos implicados en el mecanismo del esguince, por

lo que sería necesario reforzar o sustituir el vendaje cada menos tiempo en deportistas con estas características.

## CONCLUSIONES

- Este estudio pone de manifiesto la necesidad de un análisis de las técnicas deportivas implicadas en los mecanismos de lesión para determinar la capacidad de restricción del vendaje y su fatiga tras el entrenamiento. Esto está justificado por las diferencias existentes entre la movilidad pasiva y la dinámica.
- El vendaje es eficaz en la restricción inicial si se consideran los movimientos máximos (pasivos) pero pierde su eficacia tras treinta minutos de entrenamiento. Sin embargo, durante la finta sólo limita ligeramente la supinación de frenado aunque conserva su capacidad restrictiva tras el entrenamiento, pero no ha tenido ningún efecto en la extensión dinámica ya que no se han alcanzado amplitudes articulares máximas durante la finta. De todo esto deducimos que el vendaje no tiene mucha utilidad cuando hablamos de sujetos sanos.
- Los sujetos de mayor peso, de mayor estatura y mayor IMC han sufrido pérdidas de eficacia superiores al resto de los sujetos en la pronación, la extensión y la flexión respectivamente. Igualmente, se ha encontrado una influencia de la tipología del pie en las pérdidas de eficacia, encontrando que los sujetos con un arco interno mayor, un mediopié estrecho y un pie más cavo sufren mayores pérdidas en la limitación de la inversión y la extensión. Por lo tanto, deberían tenerse en cuenta las características antropométricas y la tipología del pie a la hora de construir y reforzar el vendaje cada cierto tiempo de actividad deportiva.

## B I B L I O G R A F Í A

1. **Meana M, López JL, Grande I, Aguado X.** El esguince de tobillo en deportes de colaboración-oposición: mecanismos de lesión. *Archivos de Medicina del Deporte* 2000; XVII (75):59-67.
2. **Sonzogni J, Gross ML.** Valoración y tratamiento de las lesiones del baloncesto. En: *Lesiones producidas por la práctica del baloncesto*. Clínicas de Medicina Deportiva 1993;II:207-25.
3. **Gehlsen GM, Pearson D, Bahamonde R.** Ankle joint strength, total work and ROM: comparison between prophylactic devices. *J Athl training* 1991;26(1):62-5.
4. **Geyer M, Siebert WE.** Complex movement analysis: dynamic study of the effect of a tape bandage on pronation in high-jumping with three-dimensional movement analysis and electromyography. *Sportverletz Sportsch* 1991;5(2):103-7.
5. **Lyle TD, Corbin CB.** Restriction of ankle inversion: taping versus ankle brace. *Physical Educator* 1992;49(2):88-94.
6. **Vaes P, De Boeck H, Handelberg F, Opdecam P.** Comparative radiological study of the influence of ankle joint bandages on ankle stability. *Am J Sport Med* 1985;13(1):46-50.
7. **Gross MT, Brashaw MK, Ventry LC.** Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J Orthop Sport Phys* 1987;9(1):33-9.
8. **Alves JW, Alday RV.** Ketchman: A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *J Orthop Sport Phys* 1992;15(1):10-8.
9. **Rarrick GL, Bigley G, Kartt:** The measurable support of the ankle joint by conventional methods of taping. *J Bone Joint Surg* 1962;44:1183-90.
10. **Hughes LY, Stetls DM.** A comparison of ankle taping and a semi rigid support. *Physician sportsmed* 1983;11(4):99-103.
11. **Anderson DL, Sandersen DJ, Hennig EM.** The role of external non rigid ankle bracing in limiting ankle inversion. *Clin J Sport Med* 1995;18:18-24.
12. **Garrick JG, Requa RK.** Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Med Sci Sport Exer* 1973;5(3): 200-3.
13. **Wilkerson GB.** Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. *Am J Sport Med* 1991;19(6):588-95.
14. **Meana M.** *Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo en deportes de colaboración-oposición*. Tesis Doctoral. Universidad de Castilla-La Mancha. Diciembre 2002.
15. **Barceló O, García-Rama L, Busturia I, García-Muro F, Serranos P.** Influencia del vendaje funcional para el tendón de Aquiles en el rendimiento deportivo. En: Campos J. *Biomecánica y Deporte* 2001;239-55.
16. **Laughman RK, Carr TA, Chao EY.** Three dimensional kinematics of the taped ankle before and after exercise. *Am J Sport Med* 1980;8(6):425-33.
17. **Morris HH, Musnicki W.** The effect of taping on ankle mobility following moderate exercise. *J Sport Med and Phys Fit* 1989;11(2):37-42.
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. **Greene TA, Hillman SK.** Comparison of support provided by a semi rigid orthosis and adhesive ankle taping before, during and after exercise. *Am J Sport Med* 1990;18(5):498-506.
20. **Gross MT, Lapp AK, Davis JM.** Comparison of Swede-O-Universal Ankle Support an Aircast Sport-Stirrup orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J Orthop Sport Phys* 1991;13(1):11-9.
21. **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.
22. **Fumich RM, Ellison AE, Guerin GJ.** The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before or after exercise. *Am J Sport Med* 1981;9:165-71.
23. **Mc Intyre DR, Smith MA, Denniston NL.** Effectiveness of strapping techniques during prolonged dynamic exercises. *J Athl Training* 1983;18(1):52-5.
24. **Viladot A.** *15 lecciones sobre patología del pie*. Toray, 1989.
25. **Root M, Orien WP, Weed JH, Huges RJ.** *Exploración biomecánica del pie*. Ortocen editores, 1991.
26. **Hernández R, Fernández E.** *Huellas plantares: metodología de valoración*. INDER- Cuba, 1990.
27. **Glick JM, Gordo RB, Nishimoto D.** Prevention and treatment of ankle injuries. *Am J Sport Med* 1976;4(4):136-41.