

## **Factores de rendimiento en el desplazamiento del tenista influenciados por el calzado.**

### **Performance factors on tennis player displacements influenced by the shoes.**

**Salvador Llana Belloch**

**Gabriel Brizuela Costa**

**Pedro Pérez Soriano**

Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Valencia

**Ana Cruz García Berenguer**

Instituto de Biomecánica de Valencia. Universidad Politécnica de Valencia

#### **Resumen**

Los desplazamientos laterales son de gran importancia en el tenis. Sin embargo, no ha sido publicado ningún estudio sobre el efecto del calzado sobre el rendimiento en este tipo de movimientos. En el estudio participaron 5 jugadores habituales de tenis y se analizaron 10 calzados comerciales de tenis. El movimiento estudiado consistió en un desplazamiento lateral con parada y cambio de sentido, registrándose las fuerzas mediante una plataforma dinamométrica Dinascan-IBV y grabándose el movimiento con dos cámaras de vídeo S-VHS Panasonic WV-BL600. Los resultados de los ANOVAs realizados mostraron que algunas de las variables analizadas eran dependientes del calzado ( $p < 0.05$ ). De éstas, destacan (1) la supinación máxima de la subastragalina y (2) el tiempo de apoyo. Se detectaron varias correlaciones (Pearson) significativas ( $p < 0.05$ ) de especial relevancia, destacando la correlación positiva entre el tiempo de apoyo con los máximos de supinación. Como el impulso mecánico no se ha visto afectado por el calzado, esto indica que el calzado que limita la supinación permite realizar el movimiento analizado en un menor tiempo.

**Palabras clave:** calzado, desplazamiento lateral, supinación, rendimiento, tenis.

#### **Abstract**

Sideward cutting movements are very important in tennis. However, no studies on their effect on performance have been published. 5 tennis players (age  $21.5 \pm 0.8$ , weight  $75.2 \pm 2.8$  kg, height,  $1.78 \pm 0.05$  m) participated in the study on a voluntary basis and 10 tennis shoes were analysed. Subjects perform a sideward cutting movement. An extensometric force plate (Dinascan-IBV) was used to record the kinetic variables and 2 video cameras (Panasonic-WV-BL600) were utilized for the kinematic variables. ANOVA results showed several variables as shoe-dependent ( $p < 0.05$ ), among these stands out (1) rearfoot supination movement and (2) contact time. Moreover these variables were positively correlated ( $p < 0.05$ ). As mechanical impulse was not change, this means that shoes that limit supination allow perform sideward cutting movements faster.

**Key words:** shoe, cutting movement, supination, performance, tennis.

Correspondencia/correspondence: Salvador Llana Belloch  
Departamento de Educación Física y Deportiva  
Universitat de València- C/Gascó Oliag, nº3. 46010 Valencia (Spain)  
E-mail: Salvador.Llana@uv.es

## Introducción

Desde que en la década de 1970 empezó el estudio científico del calzado deportivo, las investigaciones se han centrado en los tres aspectos básicos sobre los que puede tener efecto: la epidemiología, el confort y el rendimiento.

Los estudios epidemiológicos realizados en numerosas actividades físico-deportivas muestran que la localización, frecuencia y tipo de lesiones es altamente dependiente del tipo de práctica (Caine, Caine y Lindner, 1996). No obstante, existen diversos factores de riesgo generales que subyacen en la etiología de las lesiones asociadas a todos los deportes y que se pueden identificar en factores intrínsecos, como el género, la edad o el peso, y en factores extrínsecos, como el número de horas de práctica semanal, el pavimento de juego o el calzado (Mohtadi y Poole, 1996).

Centrando la atención en la epidemiología del tenis, los estudios publicados (Nigg, Denoth y Neukomm, 1981; Chard y Lachmann 1987; Hutchinson, Laprade, Burnett, Moss y Terpstra, 1995; Llana, Alcantara, Brizuela y García, 1998<sup>a</sup>; Pluim, Staal, Windler y Jayanthi, 2006) muestran que la región del cuerpo con mayor frecuencia de lesiones son los miembros inferiores, con un 45% -60%, seguido de los miembros superiores, con un 26-36% y, finalmente, el raquis con un 12-24%. Hay que destacar que todos los estudios publicados son de carácter retrospectivo.

Si bien los estudios epidemiológicos indican que aproximadamente la mitad de las lesiones sufridas por los tenistas se localizan en sus miembros inferiores, tan solo el 15% de las publicaciones dedicadas al tratamiento y prevención de las lesiones en el tenis se centran en esta región anatómica (Luethi, Frederick, Hawes y Nigg, 1986). Del mismo modo, la atención que se presta al calzado para tenis en la prensa especializada no llega al 10% del espacio que se dedica a la raqueta y, sin embargo, el calzado para tenis puede influir decisivamente en la generación de lesiones localizadas en los miembros inferiores y raquis, lo que supone del 57% al 84% del total de lesiones.

Existe evidencia de que el calzado para tenis, puede aumentar el número y severidad de las lesiones cuando presenta incorrectos niveles de fricción (Bocchi, Fontanesi y Orso, 1984; Kulund, McCue, Rockwell, Gieck y Cat, 1979; Nigg, Luethi y Bahlsen, 1989), de amortiguación (Bocchi y cols. 1984; Kulund y cols. 1979) o de control de movimientos (Stüssi y Stacoff 1993, Ferran y Maffulli, 2006). Sin embargo, y a pesar de estar detectados estos problemas, Miller (2006) indica que todavía se está lejos de diseñar calzados que disminuyan la frecuencia de lesiones en tenis.

Respecto al confort que proporciona el calzado, los estudios son mucho más recientes (Llana, Brizuela, Durá y García, 2002), no obstante, la metodología actualmente utilizada en este tipo de estudios surge a finales de la década de 1960 en el ámbito de la ergonomía (Shackel, Kidsey y Shipley, 1969). Estos estudios permiten identificar errores en el diseño biomecánico del calzado y relacionarlos con las molestias que originan; por ejemplo, una entresuela demasiado dura ocasiona molestias en la columna lumbar y en la zona de flexión de los dedos del pie ( $r = - 0.634$ ;  $p = 0.006$ ). Sin embargo, que estas molestias puedan desencadenar una lesión es algo que no ha sido demostrado.

El efecto que el calzado tiene sobre el rendimiento ha sido estudiado, generalmente, utilizando circuitos donde se combina la carrera con cambios de dirección y sentido,

empleando como variable de rendimiento el tiempo empleado en completar dichos circuitos. Así, Bauer (1970) realizó un estudio con diferentes botas de fútbol sobre césped, observando que al rigidizar el tobillo se disminuía el rendimiento en un 1.12% ( $p < 0.05$ ). Valiant y Himmelsbach (1996) estudiaron diferentes tipos de calzado para baloncesto, en un circuito dividido en dos zonas, una de bote de balón y otra de movimientos defensivos y carrera. Sus resultados mostraron diferencias ( $p < 0.05$ ) de hasta un 9% en el rendimiento alcanzado entre el mejor y el peor calzado. Brizuela, Llana, Ferrandis y García-Belenguer (1997), también en calzado para baloncesto, encontraron diferencias ( $p < 0.05$ ) en el rendimiento de hasta el 3% en salto vertical y de un 1% en un circuito de carrera con cambios de dirección y sentido. Stefannyshyn y Nigg (2000), encontraron diferencias ( $p < 0.05$ ) de un 1.5% en salto vertical al comparar dos modelos de calzado que sólo se diferenciaban en la dureza de la entresuela.

Llana, Brizuela, Alcántara, Gil y García, (1998b) presentan el único estudio de rendimiento en calzado para tenis. Utilizando el mismo circuito que Brizuela y cols. (1997) encontraron que existían diferencias ( $p < 0.05$ ) de un 5.6% entre el mejor y el peor calzado.

De los resultados expuestos, se desprende que el calzado puede modificar el rendimiento motor en porcentajes que oscilan entre el 1% y el 9%. Sin embargo, dada la diversidad de circuitos y calzados empleados, resulta complicado comparar unos estudios con otros. Por otro lado, el tiempo empleado en completar el circuito da un resultado global sobre el circuito empleado, pero no permite conocer el efecto concreto sobre los diferentes movimientos que implica.

Los desplazamientos laterales con paradas bruscas y seguidas de cambios de dirección y/o sentido, son considerados los movimientos más relevantes en el tenis (Nigg y cols. 1989), motivo por el cual todos los estudios sobre calzado de tenis han utilizado este tipo de desplazamientos. Sin embargo, ninguno de ellos ha abordado el efecto del calzado sobre el rendimiento en este tipo de desplazamientos, sino que todos se han centrado en su efecto sobre el movimiento de supinación y su relación con la inestabilidad lateral del complejo pie-tobillo. Así, los trabajos de Stacoff, Stüssi y Sonderegger (1985), Nigg y Bahlsen (1988), Stüssi y Stacoff (1993) y Stacoff, Steger, Stüssi y Reinschmidt (1996), muestran que el calzado afecta grandemente a la estabilidad lateral durante los desplazamientos laterales. En resumen, sus aportaciones indican que la supinación disminuye cuando: (1) aumenta la dureza de la entresuela en el talón, recomendando valores de dureza superiores a 45 en la escala Shore A, (2) disminuye la altura de la entresuela, no recomendándose alturas superiores a 2 cm, (3) existen contrafuertes estabilizadores en el talón, (4) existe un vaciado en la parte media de la entresuela para permitir el movimiento de torsión y, finalmente, (5) cuando el calzado es de caña media o alta. Otros aspectos, como la suela redondeada o el tipo de cierre, parecen no afectar el movimiento de prono-supinación.

Por otro lado, varios estudios han analizado las fuerzas de fricción originadas en los desplazamientos laterales, tanto con sujetos (Michel, 1978; Tiegerman, 1983; Gheluwe y Deporte, 1992), como empleando máquinas de ensayo que simulan los movimientos laterales (Valiant, 1989; Schoonbeek, Gheluwe y Deporte, 1987; Gheluwe y Deporte, 1992). Sin embargo, al comparar algunos estudios obtenidos con máquinas y con sujetos, los resultados han sido inconsistentes. Según Gheluwe y Deporte (1992) este comportamiento contradictorio puede explicarse mediante la hipótesis de la “adaptación

cinemática” (Nigg, Denoth, Kerr, Luethi, Smith y Stacoff, 1984; Stucke, Baudzus y Baumann, 1984) según la cual los sujetos modifican su patrón de movimientos para compensar situaciones de fricción excesivamente altas o bajas. Apoyándose en esta hipótesis Bahlsen y Nigg (1983), tras comprobar la alta variabilidad intraindividual en la cinemática de diversos movimientos laterales, recomiendan una cuidadosa selección de los sujetos de ensayo a partir del análisis de la repetibilidad del gesto de estudio. No obstante, parece existir consenso entre los autores arriba citados, en que el coeficiente de fricción calzado-pavimento recomendado para jugar al tenis debe permanecer entre 0.5 y 0.7.

De acuerdo a lo expuesto, la totalidad de trabajos publicados sobre la biomecánica del calzado de tenis se han centrado en aspectos relacionados con la epidemiología. Por ello, el propósito del presente trabajo ha sido analizar el efecto que las características biomecánicas del calzado técnico de tenis tienen sobre el rendimiento en los desplazamientos laterales del tenista.

## Material y método

En el estudio participaron 5 estudiantes de educación física varones (edad  $21.5 \pm 0.8$  años, peso  $75.2 \pm 2.8$  Kg, estatura  $1.78 \pm 0.05$  m). Tras ser informados individualmente de las características del estudio, todos firmaron un manifiesto de consentimiento para participar voluntariamente en el mismo. Fueron seleccionados en base a ser jugadores habituales de tenis, diestros, calzar la talla 8 y no ser ni hipersupinadores ni hiperpronadores.

Se utilizaron 10 modelos comerciales de calzado técnico para jugar al tenis que abarcaran diferentes calidades y precios, que fueron codificados desde M1 hasta M10. Se les determinaron las siguientes características dimensionales y mecánicas (Llana y cols. 2002):

- Dureza “Shore A” de la suela, entresuela y plantilla.
- Flexibilidad longitudinal (torsión) y transversal.
- Altura de la entresuela en el talón.
- Presencia de contrafuertes estabilizadores en la talonera.
- Peso.

Como se citó en la introducción, el movimiento seleccionado para el estudio fue un desplazamiento lateral con parada y cambio de sentido (figura 1). Los sujetos fueron citados de manera individual para cada sesión de medida. Tras un calentamiento general en el que cada sujeto ensayaba varias veces el gesto propuesto con su propio calzado, pasaban a realizarlo con los 10 modelos de zapatillas para tenis seleccionadas, en un orden aleatorio para cada sujeto.

Cada participante realizó 5 veces el movimiento de estudio con cada modelo de zapatillas, apoyando el pie derecho sobre la plataforma dinamométrica provista de un pavimento de tenis homologado por la Real Federación Española de Tenis (Tenislife, de Composan S.A.), de un grosor de 5.5 cm. Durante los ensayos los tenistas eran estimulados verbalmente para que realizaran el gesto a la máxima intensidad posible y, para evitar posibles efectos de la fatiga sobre el rendimiento, se dejaban 30 segundos de

descanso entre cada repetición con un mismo modelo y 3 minutos al cambiar de calzado.

Para registrar las variables cinéticas, se utilizó una plataforma de fuerzas extensométrica Dinascan-IBV colocada bajo el pavimento de tenis. La frecuencia de muestreo fue de 1000 Hz y los registros fueron tratados mediante el software Dinascan-IBV v7.6 (utiliza un filtro "paso bajo Butterworth" para el tratamiento de las señales).

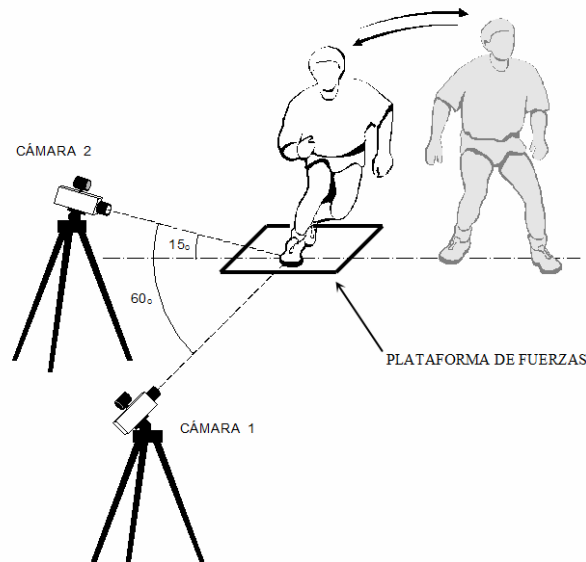


Figura 1. Esquema del instrumental y del gesto analizado.

Para obtener las variables cinemáticas, se grabó el movimiento mediante 2 cámaras de vídeo S-VHS Panasonic WV-BL600 a una frecuencia de 50 Hz, ubicadas tal como se indica en la figura 1. Las imágenes fueron tratadas mediante el sistema de fotogrametría-vídeo Fotogram-IBV v8.0 de digitalización semiautomática.

Para el cálculo de las variables cinemáticas se utilizó el modelo antropométrico de Vaughan, Davies y O'Conor, (1992), que es uno de los pocos modelos existentes en la bibliografía que permite calcular la posición de los centros articulares de rotación de las articulaciones del miembro inferior de manera individualizada a cada sujeto, basándose en los datos antropométricos de Chandler, Clauser, McConville, Reynolds y Young (1975). El cálculo individualizado de los centros articulares de rotación se consigue utilizando ecuaciones de regresión en las que se incluyen los siguientes datos antropométricos (Vaughan y cols. 1992): peso del individuo, anchura de la pelvis (distancia entre las espinas ilíacas antero-superiores), longitud del muslo (desde el trocánter mayor a la línea articular de la rodilla), perímetro del muslo a mitad de la longitud del muslo, longitud de la pierna (desde la línea articular de la rodilla a la prominencia del maleolo externo), perímetro de la pierna (el mayor perímetro a nivel del tríceps sural), diámetro de la rodilla (distancia entre cóndilos femorales), longitud del pie (desde el extremo del dedo más largo hasta el punto más posterior del talón), altura del maleolo externo respecto al suelo con el sujeto de pie, anchura de los maleolos (máxima distancia entre los maleolos tibial y peroneo) y anchura del pie (distancia entre las cabezas del primer y quinto metatarsiano).

Dado que los puntos anatómicos del modelo de Vaughan y cols. (1992) no siempre eran visibles desde las dos cámaras de vídeo, se ubicaron 3 marcadores más por segmento

(figura 2), formando el denominado “modelo de digitalización”, ya que la posición de cualquier punto de un sólido rígido puede ser calculada a partir de las posiciones conocidas de otros 3 puntos de ese mismo sólido rígido. Los marcadores se pegaban a la piel y eran reflectantes para permitir la digitalización semiautomática.

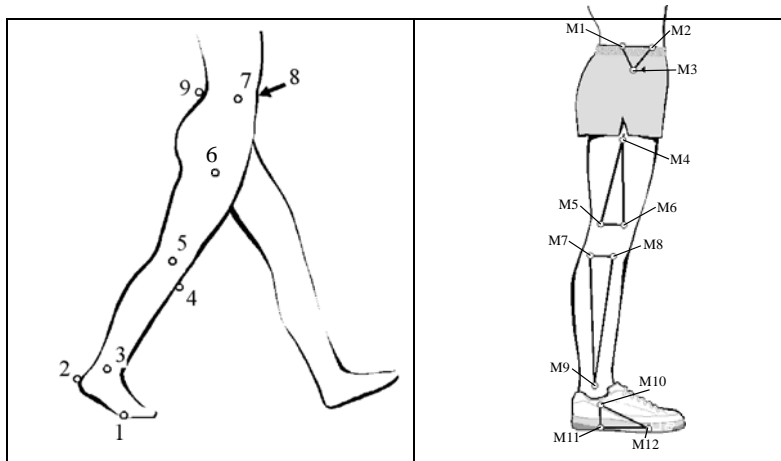


Figura 2. Izquierda, modelo de Vaughan y cols. (1992). Derecha, modelo de digitalización.

La plataforma dinamométrica y las cámaras de vídeo eran sincronizadas antes de cada registro por el tenista al pulsar un interruptor que mandaba una señal eléctrica a la plataforma y una señal luminosa mediante un flash de luz que quedaba registrado en las dos cámaras de vídeo como evento sincronizador.

#### *Técnicas para el tratamiento de los datos*

Los ficheros de dinamometría fueron tratados mediante el software Dinascan-IBV v7.6, obteniéndose las siguientes variables: tiempo de apoyo, impulso mecánico y valores máximos para los componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción.

Con los datos primarios de fotogrametría-vídeo se obtuvieron dos matrices de coordenadas planas correspondientes a la posición de los marcadores en función del tiempo de cada una de las cámaras. Estas matrices se combinaron mediante los algoritmos DLT (Abdel-Aziz y Karara, 1971) para obtener las correspondientes coordenadas tridimensionales y ser finalmente suavizadas mediante funciones spline de quinto orden por el método GCV (generalized cross validation).

A continuación se calcularon las siguientes variables:

- Articulaciones del pie y del tobillo: ángulos de pronosupinación del retropié y de flexo-extensión del tobillo.
- Articulación de la rodilla: ángulos de flexo-extensión y de rotación interna-externa de la tibia.
- Articulación de la cadera: ángulos de flexo-extensión, de abducción-aducción y de rotación interna-externa del fémur.

Los datos fueron tratados estadísticamente mediante la aplicación Statgraphics-plus v5.1. En primer lugar, la distribución gaussiana de los datos se contrastó mediante el

test de Kolmogorov-Smirnov y la homocedastidad mediante la prueba de Levene. Una vez confirmados estos dos supuestos, el análisis estadístico consistió en:

- Análisis de varianza (ANOVA) para cada variable según los factores “calzado” y “sujeto”, fijando un nivel de significación “ $\alpha$ ” de 0.05 y realizando un análisis post hoc con el método LSD, con el objeto de conocer qué variables cinéticas y cinemáticas son calzado-dependientes y la interacción calzado-sujeto.
- Análisis de correlaciones paramétricas (Pearson) entre las variables cinéticas, cinemáticas y las características del calzado, con el objeto de conocer cuáles de ellas están relacionadas.

## Resultados

### *Características físicas del calzado*

En la tabla 1 se presentan los datos descriptivos de las variables físicas (mecánicas y dimensionales) medidas a los 10 modelos de calzados analizados.

Tabla 1. Valores medios de las variables mecánicas y dimensionales analizadas, para cada uno de los modelos de calzados de la muestra.

Modelo de calzado	Dureza entresuela (Shore A)	Dureza suela (Shore A)	Dureza plantilla (Shore A)	Flexibilidad transversal (°)	Flexibilidad longitudinal (°)	Altura entresuela talón (cm)	Peso (g)
1	36	72	21	42	16	1.8	410
2	58	73	40	54	21	1.3	431
3	42	68	19	39	12	1.9	444
4	43	79	30	40	11	1.6	386
5	41	69	19	42	10	2.5	414
6	39	73	11	37	8	2.4	414
7	44	65	26	36	10	2.5	444
8	40	72	36	43	14	1.9	395
9	40	69	17	42	12	1.7	467
10	39	68	22	35	8	2	419

### *Variables cinemáticas*

La interacción sujeto-calzado resultó estadísticamente no significativa ( $p > 0.05$ ) para las variables cinemáticas estudiadas, lo que indica que el efecto del calzado es similar para los diferentes sujetos.

De las variables cinemáticas analizadas de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo ninguna se vio afectada por el tipo de calzado utilizado ( $p > 0.05$  para los ANOVAs realizados). Tan sólo el movimiento de supinación en la articulación subastragalina resultó ser calzado-dependiente ( $p < 0.01$ ).

La figura 3 muestra la gráfica tipo (con los valores medios) obtenida para el movimiento de supinación de la subastragalina: tras el contacto del pie con el pavimento, aparece una fase de amortiguación que origina un primer máximo de supinación (valor medio de  $27.9^\circ \pm 0.7^\circ$ ), a continuación, la supinación disminuye

ligeramente y vuelve a aumentar en la fase de impulsión (valor medio de  $31.4^\circ \pm 0.7^\circ$ ), para disminuir rápidamente hasta el final del apoyo.

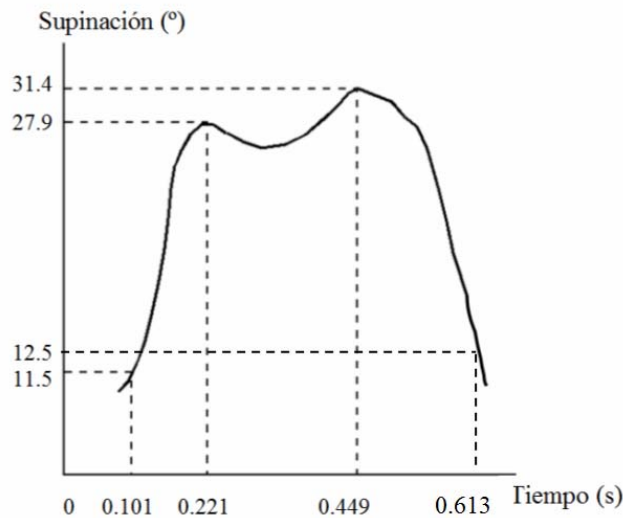


Figura 3. Gráfica tipo con los valores medios para la relación ángulo de supinación/tiempo, donde se observan los dos máximos, así como los valores inicial y final.

En las tablas 2 y 3 se presentan los valores medios para el primer (amortiguación) y segundo (impulsión) máximo de supinación respectivamente. La columna “grupos homogéneos” indica cómo se agrupan los calzados en función de su efecto. Así, por ejemplo, en la tabla 2 aparecen 6 grupos: el primero formado por los modelos M2 y M4, pues entre ellos no existen diferencias estadísticamente significativas, el segundo grupo lo forman los modelos M9, M7, M10 y M8, entre los que no existen diferencias estadísticamente significativas entre sí, y así con el resto de grupos formados.

Tabla 2. Valores para el primer máximo de supinación y grupos homogéneos formados para los 10 modelos de calzados analizados.

Modelo de calzado	Primer máximo de supinación (°)	
	Media $\pm$ SD	Grupos homogéneos
M2	22.8 $\pm$ 0.7	1
M4	23.9 $\pm$ 0.7	1
M9	26.7 $\pm$ 0.7	2
M7	26.9 $\pm$ 0.7	2
M10	27.3 $\pm$ 0.7	2 3
M8	27.9 $\pm$ 0.7	2 3
M1	29.1 $\pm$ 0.7	3 4
M3	30.7 $\pm$ 0.7	4 5
M6	31.5 $\pm$ 0.7	5 6
M5	32.9 $\pm$ 0.7	6



Tabla 3. Valores para el segundo máximo de supinación y grupos homogéneos formados para los 10 modelos de calzados analizados.

Modelo de calzado	Segundo máximo de supinación (°)	
	Media ± SD	Grupos homogéneos
M2	26.4 ± 0.8	1
M9	30.1 ± 0.8	2
M10	30.3 ± 0.8	2
M7	30.4 ± 0.8	2
M4	30.7 ± 0.8	2 3
M1	31.6 ± 0.8	2 3
M8	32.1 ± 0.8	2 3 4
M3	32.9 ± 0.8	3 4
M6	34.0 ± 0.8	4 5
M5	35.6 ± 0.8	5

#### *Variables cinéticas*

Al igual que con las variables cinemáticas, la interacción sujeto-calzado resultó estadísticamente no significativa ( $p > 0.05$ ) para las variables cinéticas estudiadas.

De las variables cinéticas analizadas tan sólo el tiempo de apoyo resultó afectado por el tipo de calzado utilizado ( $p < 0.008$ ), siendo el valor medio de  $0.506 \pm 0.010$  s. La tabla 4 presenta estos datos. Para esta variable, se formaron 4 grupos homogéneos, es decir, formados por calzados entre los que no hay diferencias estadísticamente significativas entre sí: el primer grupo formado por los modelos M2 y M9, el segundo grupo formado por los modelos M9 y M4, el tercer grupo formado por los modelos M1, M3, M8, M10, M6, M7 y M5, y el cuarto grupo formado por los modelos M6, M7 y M5.

Tabla 4. Valores para el tiempo de apoyo y grupos homogéneos formados para los 10 modelos de calzados analizados.

Modelo de calzado	Tiempo de apoyo (s)	
	Media ± SD	Grupos homogéneos
M2	0.478 ± 0.01	1
M9	0.483 ± 0.01	1 2
M4	0.487 ± 0.01	2
M1	0.511 ± 0.01	3
M3	0.513 ± 0.01	3
M8	0.514 ± 0.01	3
M10	0.514 ± 0.01	3
M6	0.520 ± 0.01	3 4
M7	0.521 ± 0.01	3 4
M5	0.521 ± 0.01	3 4

### *Análisis de la relación entre las variables de estudio*

Los resultados del análisis correlacional (Pearson) entre las variables cinemáticas, cinéticas y físicas de los calzados dieron por resultado las siguientes correlaciones estadísticamente significativas:

- La variable “tiempo de apoyo”, correlacionó positivamente con el primer máximo de supinación ( $r = 0.783$ ;  $p = 0.007$ ), con el segundo máximo de supinación ( $r = 0.730$ ,  $p = 0.016$ ) y con la altura de la entresuela a nivel del talón ( $r = 0.866$ ;  $p = 0.001$ ) y, negativamente, con la flexibilidad transversal ( $r = -0.650$ ,  $p = 0.041$ ).
- El primer y segundo máximo de supinación presentaron una correlación significativa ( $p < 0.001$ ) de  $r = 0.919$ .
- El primer máximo de supinación presentó una correlación positiva con la altura de la entresuela a nivel del talón ( $r = 0.735$ ;  $p = 0.015$ ), y correlación negativa, rozando la significación estadística, con la dureza de la entresuela ( $r = -0.617$ ;  $p = 0.057$ ).
- El segundo máximo de supinación presentó una correlación positiva con la altura de la entresuela a nivel del talón ( $r = 0.725$ ;  $p = 0.017$ ), y negativa con la dureza de la entresuela ( $r = -0.675$ ;  $p = 0.032$ ).

## **Discusión**

El efecto que el calzado tiene sobre el movimiento de prono-supinación en la articulación subastragalina, ha sido profusamente estudiado por su posible relación con la epidemiología. En el caso del tenis, donde los desplazamientos laterales tienen una gran importancia, los estudios de Bates, Osterning y James, (1978), Nigg (1986), Nigg y Bahlsen (1988), Stüssi, Stacoff y Tiegermann (1989) y Stüssi y Stacoff (1993), indican que el movimiento de prono-supinación se ve afectado por los siguientes aspectos del calzado: 1) grosor de la entresuela, 2) dureza de la entresuela, 3) flexibilidad longitudinal del calzado (torsión), y 4) rigidez de la talonera.

Los trabajos arriba citados se realizaron con modelos de calzado diseñados específicamente para cada estudio. Sin embargo, en el presente trabajo se utilizaron 10 modelos de calzados existentes en el mercado. Por ello, es de especial relevancia que, respecto al efecto que las características biomecánicas del calzado tienen sobre el movimiento de supinación, los resultados obtenidos sean coincidentes. Esto indica que los criterios teóricos obtenidos en base a estudios donde se manipulan específicamente determinadas características del calzado, son extrapolables a los modelos de calzado que se pueden encontrar en las tiendas de material deportivo.

Es también muy destacable que el efecto de los 10 modelos de calzado sobre las variables cinéticas y cinemáticas sea similar en todos los sujetos de estudio (interacción sujeto-calzado estadísticamente no significativa), pues refuerza que los resultados se podrían generalizar a la población de tenistas.

Los resultados del presente trabajo indican que la supinación aumenta cuando aumenta la altura de la entresuela (correlaciones de:  $r = 0.735$ ;  $p = 0.015$  y  $r = 0.725$ ;  $p = 0.017$  para el primer y segundo máximo de supinación respectivamente). Del mismo modo, los resultados muestran una correlación negativa entre la supinación y la dureza de la entresuela (correlaciones de:  $r = -0.615$ ;  $p = 0.057$  y  $r = -0.675$ ;  $p = 0.032$  para el primer

y segundo máximo respectivamente), de manera que a mayor dureza de la entresuela menores valores de supinación se registran.

Estos dos resultados son especialmente relevantes para aquellos tenistas que sean hiperpronadores o hipersupinadores. Sin embargo, resulta sorprendente observar que muchos tenistas, incluso del máximo nivel internacional, utilizan calzados que no cumplen con estos criterios. Por ejemplo, es muy frecuente observar tenistas que utilizan calzado con entresuelas muy altas y blandas (con sistemas de amortiguación como cámaras de aire), lo que les aumenta notablemente la inestabilidad en el conjunto pie-tobillo. Si esto es así por decisión personal del tenista o por exigencia comercial, es algo que no podemos valorar en esta discusión, pero, en cualquier caso, es algo que debería cambiar.

Con respecto a la torsión, se ha encontrado una tendencia (la correlación con la supinación ha rozado la significación estadística:  $r = -0.609$ ,  $p = 0.061$ ), que indicaría que con el calzado que permite una mayor torsión, se alcanzarían menores niveles de supinación. Es probable que si se aumentara la muestra de sujetos, esta correlación resultara significativa, tal y como lo indican los estudios de Stacoff, Käelin y Stüssi (1991).

Como se indicó en la introducción, el efecto que el calzado tiene sobre el rendimiento ha sido estudiado, generalmente, utilizando circuitos donde se combina la carrera con cambios de dirección y sentido, utilizando como variable de rendimiento el tiempo empleado en completar dichos circuitos (Bauer, 1970; Valiant y Himmelsbach, 1996; Brizuela y cols. 1997; Llana y cols. 1998b). Los resultados muestran que el calzado utilizado puede suponer unas diferencias en el tiempo empleado en completar los circuitos de hasta un 9%.

En el presente trabajo, el rendimiento de la ejecución técnica se ha evaluado mediante las variables cinéticas registradas cuando los tenistas apoyaban su pie sobre una plataforma dinamométrica. De las dos variables que a priori están más relacionadas con el rendimiento del movimiento estudiado (impulso mecánico y tiempo de apoyo), sólo el tiempo de apoyo resultó ser calzado-dependiente. Si el impulso mecánico es el mismo, pero el tiempo en que se aplica (tiempo de apoyo) es menor, se puede concluir que el tiempo de ejecución técnica disminuye, es decir, que el movimiento es más rápido. Las diferencias fueron de un 8.25% entre la mejor (menor tiempo de apoyo) y la peor (mayor tiempo de apoyo) zapatilla, porcentaje similar a los reportados por los trabajos citados en el párrafo anterior.

El tiempo de apoyo presentó una correlación positiva con la altura de la entresuela ( $r = 0.886$  y  $p < 0.01$ ), lo que implica que el tiempo de apoyo aumenta al aumentar la altura de la entresuela. También presentó una correlación negativa con la flexibilidad transversal ( $r = -0.650$  y  $p < 0.041$ ), lo que indica que a mayor nivel de flexibilidad menor tiempo de apoyo. Con la flexibilidad longitudinal (torsión) se observa la misma tendencia, si bien los resultados no fueron estadísticamente significativos, sí estuvieron cerca de la significación ( $r = -0.578$  y  $p < 0.08$ ).

Sin embargo, más interesante resulta la relación entre el tiempo de apoyo y los dos máximos de supinación registrados en el movimiento ( $r = 0.783$  y  $p = 0.007$  para el primer máximo de supinación y  $r = 0.730$  y  $p = 0.016$  para el segundo máximo de supinación). Estos resultados indican que a menor supinación, menor tiempo de apoyo. Consecuentemente, el control del movimiento de pronosupinación, que

tradicionalmente ha sido considerado importante desde un punto de vista epidemiológico, debe ser considerado un importante criterio de rendimiento en los desplazamientos laterales.

Estos resultados demuestran la gran importancia que, en tenis, tiene el control del movimiento de supinación, como ya indicaron Nigg y cols. (1989), quienes catalogan este control como “muy importante”, mientras que la amortiguación y la fricción la catalogan como “importantes”. Sin embargo, dicha consideración estaba basada exclusivamente en criterios epidemiológicos, mientras que el presente trabajo lo demuestra, además, según criterios de rendimiento.

## Conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente trabajo, se puede concluir que, para el desplazamiento lateral analizado, las características biomecánicas del calzado afectan significativamente tanto al nivel de supinación como al rendimiento en la ejecución técnica. En resumen, para el gesto analizado, (1) los niveles de supinación en la articulación subastragalina aumentan cuanto mayor es la altura de la entresuela a nivel del retropié y cuando la entresuela es demasiado blanda, además, (2) el tiempo de ejecución disminuye cuando menor es el nivel de supinación.

## Referencias bibliográficas

- Abdel-Aziz, Y.I. & Karara, H.M. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into objectspace coordinates in close range photogrammetry. En American Society of Photogrammetry (Eds.), *Symposium on close range photogrammetry* (pp 1-18). Urbana: Illinois.
- Bahlsen, H.A. & Nigg, B.M. (1983). Selection of lateral test movement for tennis shoes. En B.M. Nigg y B. Kerr (Eds.), *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. (pp 169-171) Calgary. University of Calgary.
- Bates, B.T.; Osternig, L.R. & James, S.L. (1978). Lower extremity function during the support phase of running. En E. Asmussen y K. Jorgensen (Eds.), *Biomechanics VI-b*. (pp 30-39). Baltimore, Maryland: University Park Press.
- Bauer, H. (1970). The effect of high-top and low-cut football shoes on speed and agility. *The Athletic Journal*, 50, 74-75.
- Bocchi, L.; Fontanesi, G. & Orso, C.A. (1984). La patología del piede nel tennis in rapporto al terreno di gioco. *International Journal of Sports Traumatology*, 6, 325-332.
- Brizuela, G.; Llana, S.; Ferrandis, R. y García-Belenguer, A.C. (1997). The influence of basketball shoes with increased ankle support on shock attenuation and performance in running and jumping. *Journal of Sport Sciences*, 15 (5) 505-515.
- Caine, D.J.; Caine, C.G. & Lindner, K.J. (1996) *Epidemiology of sports injuries*. Illinois. Human Kinetics.
- Chandler, R.F.; Clauser, C.E.; McConville, J.T.; Reynolds, H.M. & Young, J.W. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. *Wright-Patterson Air Force Base* (pp. 74-137). Ohio: Aerospace Medical Research Laboratories.

- Chard, M.D. & Lachmann, S.M. (1987) Racquet sports-patterns of injury presenting to a sports injury clinic. *British Journal of Sports Medicine*, 21 (4) 150-153.
- Gheluwe, B.V. & Deporte, E. (1992). Friction measurement in tennis on the field and in the laboratory. *International Journal of Sports Biomechanics*, 8, 48-61.
- Ferran, N.A. & Maffulli, N. (2006) Epidemiology of sprains of the lateral ankle ligament complex. *Foot Ankle Clinics*, 11 (3), 659-662.
- Hutchinson, M.R.; Laprade, R.F.; Burnett, Q.M.; Moss, R. & Terpstra, J. (1995). Injury surveillance at the USTA boys' tennis championships: a 6-yr study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27 (6) 826-830.
- Kulund, D.N.; McCue, F.C.; Rockwell, D.A.; Gieck, J.H. & Cat, E.D. (1979). Tennis injuries: prevention and treatment. *American Journal of Sports Medicine*, 7 (4) 248- 253.
- Luethi, S.M.; Frederick, E.C.; Hawes, M.R. & Nigg, B.M. (1986). Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. *International Journal of Sports Biomechanics*, 2 (3) 166-174.
- Llana, S.; Brizuela G.; Alcántara, E. y García AC (1998<sup>a</sup>). Epidemiological aspects of tennis and their relation with footwear and tennis courts. En M. Vieten (Ed.) *XVIth International Symposium on Biomechanics in Sport* (pp. 85-87). Konstanz.
- Llana, S.; Brizuela, G.; Alcántara, E.; Gil, S. y García, A.C (1998<sup>b</sup>). Effects of commercially -available tennis shoes on motor performance. En M. Vieten (Ed.) *XVIth International Symposium on Biomechanics in Sport* (pp. 88-91). Konstanz.
- Llana, S.; Brizuela, G.; Durá, JV. y García (2002). A study of the discomfort associated with tennis shoes. *Journal of Sport Sciences*, 20 (9), 671-679.
- Michel, H. (1978). *Rotational movement on ground surfaces*. Tesis doctoral, ETH Zurich.
- Miller, S. (2006). Modern tennis rackets, balls and surfaces. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 401-405.
- Mohtady, N. & Poole, A. (1996). Racquet Sports. En D.J. Caine, C.G. Caine y K.J. Lindner (Eds.) *Epidemiology of sports injuries* (pp. 301-311). Illinois. Human Kinetics.
- Nigg, B.M.; Denoth, J. & Neukomm, P.A. (1981). Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions. En A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior y A. Wit (Eds.) *Biomechanics VII-B* (pp. 88-99). Baltimore. University Park.
- Nigg, B.M.; Denoth, J.; Kerr, B.; Luethi, S.; Smith, D. & Stacoff, A. (1984). Load, sport shoes and playing surfaces. En E.C. Frederick (Ed.) *Sport shoes and playing surfaces* (pp. 1-23). Illinois. Human Kinetics Publishers.
- Nigg, B.M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Illinois. Human Kinetics.
- Nigg, B.M.; Luethi, S.M. & Bahlsen, H.A. (1989). The tennis shoes. Biomechanical design criteria. En B. Segesser y W. Pfürringer (eds) *The shoe in sport* (pp. 39-46). London. Wolfe.
- Nigg, B.M. & Bahlsen, A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel toe running. *International Journal of Sports Biomechanics*, 4, 205-219.

- Pluim, B.M.; Staal, J.B.; Windler, G.E. & Jayanthi N. (2006). Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (5), 415-423.
- Shackel, B.; Chidsey, K.D. & Shipley, P. (1969). The assessment of chair comfort. Part I. Experimental comparisons of upright chairs. *Ergonomics*, 12 (2), 269-286.
- Schoonbeek, I.; Gheluwe, B. & Deporte, E. (1987). Friction in tennis: the influence of the shoe, the playing surface and the foot position. *Geneeskunde en Sport*, 4, 128-133.
- Stacoff, A.; Stüssi, E. & Sonderegger, D. (1985). Lateral stability of sportshoes. En D. Winter, R. Norman, R. Wells, R. Hayes y A. Patla (Eds.) *Biomechanics IX-b* (pp139-143). Illinois. Human Kinetics.
- Stacoff, A.; Steger, J.; Stüssi, E. & Reinschmidt, C. (1996). Lateral stability in sideward cutting movements. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28 (3) 350-8.
- Stacoff, A.; Käelin, X. & Stüssi, E. (1991). The effect of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23 (4) 482-490.
- Stefanyshyn, D. & Nigg, B. (2000). Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (2) 471-476.
- Stucke, H.; Baudzus, W. & Baumann, W. (1984). On friction characteristics of playing surfaces. En B.M. Nigg y B. Kerr (Eds.), *Sport shoes and playing surfaces* (pp. 87-97). Calgary.
- Stüssi, E.; Stacoff, A. & Tiegermann, V. (1989). Rapid sideward movements in tennis. En B. Segesser y W. Pförringer (Eds.) *The shoe in sport* (pp. 53-62). London. Wolfe.
- Stüssi, E. y Stacoff, A. (1993). Biomechanische und orthopädische probleme des tennis- und hallenschuhs. *Sportverletzung Sportschaden*, 7, 187-190.
- Tiegermann, V. (1983). Reaction forces and EMG activity in fast sideways movements. En B.M. Nigg y B. Kerr. (Eds.) *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. Calgary. University of Calgary.
- Valiant, G.A. (1989). A method of measuring translational and rotational traction characteristics of footwear. *Journal of Biomechanics*, 22, 1091.
- Valiant, G.A. & Himmelsbach, J.A. (1996). Performance test to evaluate forefoot stability of basketball shoes. En R.N. Marshall, G.A. Wood, B.C. Elliot, T.R. Ackland y P.J. McNair (Eds.) *XIIIth International Congress on Biomechanics*, (pp. 405-406). Perth.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. (1992). *Dynamics of human gait*. Illinois. Human Kinetics.